

*TENNYSON RENÉ SILVA*

*UM NOVO MÉTODO PARA A CARACTERIZAÇÃO DE  
CÁLCULOS URINÁRIOS POR TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA E TÉCNICAS DE  
METALOGRAFIA*

*CAMPINAS*

*2004*

**TENNYSON RENÉ SILVA**

***UM NOVO MÉTODO PARA A CARACTERIZAÇÃO DE  
CÁLCULOS URINÁRIOS POR TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA E TÉCNICAS DE  
METALOGRAFIA***

*Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação  
da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade  
Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre  
em Cirurgia, área de Cirurgia*

***ORIENTADOR:*** Prof. Dr. Nelson Rodrigues Netto Júnior

***CO-ORIENTADOR:*** Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

**CAMPINAS**

**2004**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
UNICAMP**

Si38n      Silva, Tennyson René  
Um novo método para a caracterização de cálculos urinários por tomografia computadorizada e técnicas de metalografia. / Tennyson René Silva. Campinas, SP : [s.n.], 2004.

Orientadores : Nelson Rodrigues Netto Junior, Sérgio Santos Mühlen  
Dissertação ( Mestrado ) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Litotripsia. 2. Metalografia. 3. Cristalografia. I. Nelson Rodrigues Netto Junior. II. Sérgio Santos Mühlen. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

# **Banca examinadora da Dissertação de Mestrado**

**Orientador: Prof. Dr. NELSON RODRIGUES NETTO JÚNIOR**

## **Membros:**

1. Prof. Dr. Nelson Rodrigues Netto Júnior



2. Prof. Dr. Sérgio Gama



3. Prof. Dr. Nestor Schor



Curso de pós-graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da  
Universidade Estadual de Campinas.

**Data: 27/02/2004**

*Trabalho realizado na Disciplina de Urologia do  
Departamento de Cirurgia da Faculdade de Ciências  
Médicas e nos Laboratórios de Difração de raios-X e  
de Preparação e Caracterização de Materiais do  
Instituto de Física “Gleb Wataghin” da Universidade  
Estadual de Campinas*

## ***DEDICATÓRIA***

*A Rubens e Teresinha, meus pais, pelo legado de suas vidas.*

*À Patrícia, minha esposa, por sua bondade.*

*A Gabriel, nosso filho, minha melhor visão da Verdade.*

## ***AGRADECIMENTOS***

---

Ao Prof. Dr. Nelson Rodrigues Netto Júnior, orientador deste trabalho, exemplo de disciplina, seriedade e dedicação à Unicamp, minha gratidão e profundo respeito.

Ao Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen, co-orientador deste trabalho, pelo apoio e incentivo às idéias inovadoras, à pesquisa interdisciplinar e pelas discussões no âmbito da bio-engenharia, minha gratidão e amizade.

Ao Prof. Dr. Lisandro Pavie Cardoso, nosso primeiro contato fora da FCM, desde o início acolhendo com interesse o nosso trabalho, por todos os testes e análises realizados em seu Laboratório de Difração de Raios-X no IFGW.

Ao Prof. Dr. Sérgio Gama, pela incansável colaboração e incentivo ao nosso trabalho, tanto pessoal em seu Laboratório de Preparação e Caracterização de Materiais do IFGW, quanto mobilizando a colaboração de outros professores e laboratórios.

Ao Prof. Dr. Rubens Caram Júnior, pelo uso do microdurômetro do Laboratório de Solidificação Controlada da FEM.

Ao Prof. Dr. José Miguel Zelaya Bejarano, pelos exaustivos ensaios de dureza por microindentação Vickers e pelos testes e discussões sobre dureza Brinell no CT.

Ao Dr. Moacyr de Souza Neto, pela utilização do equipamento de tomografia do Hospital Sanatorinhos de Itapevi.

À técnica Andréa Almeida, pelo aprendizado na operação do equipamento de tomografia e uso do “software” de análise das imagens.

Ao Prof. Dr. Adelino de Aguiar Coelho, pelos ensaios em câmara de vácuo e pelo desenvolvimento dos processos de corte das amostras de cálculos no IFGW.

Ao MSc. Dailto Silva, pelos trabalhos de microscopia eletrônica de varredura no Instituto de Geociências.

À Prof. Dra. Heloise de Oliveira Partori, pelos ensaios para determinação da densidade das amostras de cálculos no Instituto de Química.

À Prof. Dra. Fabiana Cristina do Nascimento, pela análise dos difratogramas e determinação da composição das amostras dos cálculos.

Ao Hospital Geral de Itapeperica da Serra – SECONCI, onde realizei a coleta dos cálculos utilizados nesse trabalho.

Ao engenheiro Gianfranco Bianchi, pela construção das brocas para ultra-om e do aparato de apoio e alinhamento das amostras de cálculo no “gantry” do equipamento de tomografia.

Ao matemático Euro de Barros Couto Jr., pelos trabalhos de análise estatística.

Ao técnico José Alfredo Fraymann, pelos cuidadosos testes e ensaios no laboratório de difração de raios-X.

À técnica Cleuza Barnabé, pela esmerada preparação metalográfica das frágeis amostras de cálculos urinários.



*“Se a natureza seguisse nossos conselhos sobre o contentamento,  
nenhum rio correria até o mar”*

***Gibran Khalil Gibran***

	<i>Pág</i>
<b>RESUMO</b> .....	<i>xxxvii</i>
<b>ABSTRACT</b> .....	<i>xli</i>
<b>1 - INTRODUÇÃO</b> .....	45
1.1 - A busca de um método para a determinação da composição do cálculo urinário.....	47
1.2 - Conceitos básicos de atenuação de raios-X em tomografia computadorizada.....	49
1.3 - Uso de TC na determinação da composição do cálculo: trabalhos anteriores.....	54
1.4 - Uso de TC na determinação da composição do cálculo: causas de erro.....	58
<b>2 - OBJETIVOS</b> .....	61
<b>3 - MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	65
3.1 - Exemplificação do método.....	67
3.2 - Parâmetros de realização da TC.....	68
3.3 - Preparação metalográfica.....	68
3.4 - Alinhamento das amostras no “gantry” do equipamento tomográfico.....	72
3.5 - Análise das imagens obtidas.....	76

3.6 - Análise do cálculo na região correspondente à medida de atenuação.....	78
3.7 - Análise estatística.....	84
<b>4 - RESULTADOS.....</b>	<b>87</b>
4.1 - Análise morfológica e pesagem dos cálculos.....	89
4.2 - Resina metalográfica.....	89
4.3 - Medidas de atenuação.....	90
4.4 - Correlação entre medidas de atenuação e outras características da região de interesse (fração de volume de poros, densidade e microdureza Vickers).....	95
4.5 - Composição química das regiões correspondentes às medidas de atenuação máxima e mínima.....	97
4.6 - Comparação entre os diferentes critérios de realização de medidas de atenuação.....	99
4.7 - Exames laboratoriais do paciente.....	101
<b>5 - DISCUSSÃO.....</b>	<b>103</b>
5.1 - Critério de inclusão dos cálculos na amostra.....	105
5.2 - Influência da resina metalográfica sobre as medidas de atenuação.....	105
5.3 - Cuidados com a reprodutibilidade do método.....	107
5.4 - A importância da localização precisa no cálculo da região correspondente à medida de atenuação.....	109
5.5 - O efeito do critério de adoção das regiões de interesse sobre as medidas de atenuação.....	110

5.6 - Caracterização das regiões de máxima e mínima atenuação.....	112
5.7 - A importância da utilização conjunta da medida de atenuação e seu respectivo desvio padrão.....	114
5.8 - O problema de determinação da composição de cálculos mistos pela TC....	116
5.9 - Aproveitamento dos resultados obtidos <i>in vitro</i> na prática clínica.....	118
5.10 - Perspectivas futuras para o tratamento do cálculo urinário: litotripsia ou quimólise?.....	120
<b>6 - CONCLUSÃO.....</b>	<b>123</b>
<b>7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>127</b>
<b>8 - APÊNDICES.....</b>	<b>133</b>

## ***LISTA DE ABREVIATURAS***

---

<b>kV</b>	quilo-volt. Unidade de medida de diferença de potencial elétrico
<b>mA</b>	mili-ampére. Unidade de medida de corrente elétrica
<b>mA s</b>	produto da corrente elétrica pelo tempo de emissão do feixe de raios-X
<b>g/cm<sup>3</sup></b>	grama por centímetro cúbico. Unidade de medida de densidade
<b>Kgf/cm<sup>2</sup></b>	quilograma-força por centímetro quadrado. Unidade de medida de microdureza Vickers

	<i>Pág</i>
<b>Tabela 1 -</b> Parâmetros de TC utilizados <i>in vitro</i> para determinação da composição de cálculos em trabalhos anteriores e pelo presente estudo.....	53
<b>Tabela 2 -</b> Comparação entre os intervalos de medidas para a determinação do tipo de cálculo em trabalhos anteriores.....	54
<b>Tabela 3 -</b> Medidas de atenuação de raios-X em unidades Hounsfield (ho) em um cálculo antes e depois do seu embutimento em resina.....	89
<b>Tabela 4 -</b> Medidas de atenuação em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses). Região de interesse de 5,4 mm <sup>2</sup> localizada na região de <b>máxima</b> atenuação do corte 1 e mantida <b>fixa</b> nessa posição também nos cortes 2 e 3.....	90
<b>Tabela 5 -</b> Medidas de atenuação em Unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses). Região de interesse de 5,4 mm <sup>2</sup> localizada na região de <b>mínima</b> atenuação do corte 1 e mantida <b>fixa</b> nessa posição também nos cortes 2 e 3.....	91
<b>Tabela 6 -</b> Medidas de atenuação <b>máxima</b> em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses) localizadas manualmente nos cortes 1, 2 3 de cada cálculo através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Região de interesse de formato circular de 5,4 mm <sup>2</sup> Espessura de corte de 1 mm.....	92
<b>Tabela 7 -</b> Medidas de atenuação pelo <b>contorno</b> em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses) localizadas manualmente nos cortes 1, 2 e 3 de cada cálculo através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Região de interesse de formato circular de 5,4 mm <sup>2</sup> Espessura de corte de 1 mm.....	93

<b>Tabela 8 -</b>	Medidas de atenuação <b>mínima</b> em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses) localizadas manualmente nos cortes 1,2 e 3 de cada cálculo através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Região de interesse de formato circular de 5,4 mm <sup>2</sup> Espessura de corte de 1 mm.....	94
<b>Tabela 9 -</b>	Medida de atenuação máxima em unidades Hounsfield (Ho) em <b>um pixel</b> (corte 1) localizada manualmente dentro da área de 5,4 mm <sup>2</sup> através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Espessura de corte de 1 mm.....	94
<b>Tabela 10 -</b>	Comparativo entre as variações de medida d atenuação e fração de volume de poros entre as regiões de máxima e mínima atenuação de 5,4 mm <sup>2</sup> .....	95
<b>Tabela 11 -</b>	Comparativo entre as variações de medida de atenuação e densidade entre as regiões de máxima e mínima atenuação de 5,4 mm <sup>2</sup> .....	96
<b>Tabela 12 -</b>	Comparativo entre as variações de medida de atenuação e microdureza Vickers entre as regiões de máxima e mínima atenuação de 5,4 mm <sup>2</sup> .....	97
<b>Tabela 13 -</b>	Composição cristalina das regiões correspondentes às medidas de máxima e mínima atenuação (5,4 mm <sup>3</sup> ) determinada por método de difração de raios-X (técnica do pó).....	98

## ***LISTA DE FIGURAS***

---

	<b><i>Pág</i></b>
<b>Figura 1 -</b> Amostragem de nove cálculos.....	67
<b>Figura 2 -</b> Corte de cálculo.....	68
<b>Figura 3 -</b> Efeito da resina.....	69
<b>Figura 4 -</b> Lixamento do cálculo.....	70
<b>Figura 5 -</b> Polimento do cálculo.....	71
<b>Figura 6 -</b> Referências fixas vinculadas à amostra do cálculo.....	71
<b>Figura 7 -</b> A Amostragem dos nove cálculos após o corte, embutimento, lixamento, polimento e perfuração da resina em dois pontos (referências fixas).....	72
<b>Figura 8 -</b> Placa de apoio da amostra do cálculo.....	73
<b>Figura 9 -</b> Alinhamento da placa de apoio.....	74
<b>Figura 10 -</b> Conferência do alinhamento da placa de apoio.....	74
<b>Figura 11 -</b> Alinhamento do plano de corte da amostra do cálculo.....	75
<b>Figura 12 -</b> Alinhamento do plano de corte tomográfico ao plano de corte da amostra do cálculo.....	75
<b>Figura 13 -</b> Região de interesse fixa.....	77
<b>Figura 14 -</b> Regiões de máxima e mínima atenuação.....	77



<b>Figura 15 -</b>	Região de interesse definida pelo contorno do cálculo.....	78
<b>Figura 16 -</b>	Exemplo de construção do gabarito.....	79
<b>Figura 17 -</b>	Localização na amostra da região de interesse.....	80
<b>Figura 18 -</b>	Porosidade.....	80
<b>Figura 19 -</b>	Quantificação da porosidade.....	81
<b>Figura 20 -</b>	Microdureza Vickers.....	82
<b>Figura 21 -</b>	Broca ultra-sônica.....	82
<b>Figura 22 -</b>	Amostra extraída.....	83
<b>Figura 23 -</b>	Dureza Brinell.....	83
<b>Figura 24 -</b>	Indentações do teste de dureza Brinell.....	84
<b>Figura 25 -</b>	Comparativo entre os intervalos de medida de atenuação obtidos (sem o desvio-padrão) no presente estudo (corte 1) para amostras de ácido úrico (cálculos 1, 2, 4, 6, 7, 8 e 9).....	99
<b>Figura 26 -</b>	Comparativo entre os intervalos de medida de atenuação obtidos (incluindo o desvio-padrão) no presente estudo (corte 1) para amostras de ácido úrico (cálculos 1, 2, 4, 6, 7, 8 e 9).....	100
<b>Figura 27 -</b>	Comparativo entre os intervalos de medida de atenuação obtidos (incluído o desvio padrão) no presente estudo e os resultados obtidos por trabalhos anteriores para cálculos de ácido úrico.....	101
<b>Figura 28 -</b>	Referência fixa vinculada à amostra do cálculo.....	108
<b>Figura 29 -</b>	Estudo setorizado da composição do cálculo.....	115
<b>Figura 30 -</b>	Determinação da composição de um cálculo por difração de raios-X..	117
<b>Figura 31 -</b>	Estudo da composição de camada delgada do cálculo.....	120

**Ácido úrico:** nome químico de componente de cálculos urinários. Fórmula:  $C_5H_4N_4O_3$ .

**Bruchita:** nome mineral de componente químico de cálculos urinários. Nome químico de fostafo de cálcio dihidratado. Fórmula:  $CaHPO_4 \cdot 2H_2O$ .

**Cistina:** nome químico de componente de cálculos urinários. Fórmula:  $SCH_2CH(NH_2)COOH$ .

**Densidade:** relação entre a massa e o volume de um dado material.

**Dureza:** grau de firmeza de um sólido. O grau de dureza de uma substância é expresso por sua resistência à deformação, ao arranhão ou à abrasão.

**Estruvita:** nome mineral de componente químico de cálculos urinários. Nome químico de fosfato amônio magnésiano hexahidratado. Fórmula:  $MgNH_4PO_4 \cdot 6H_2O$ .

**Fração de volume:** medida estereológica para determinação da participação percentual em volume dos diferentes elementos componentes de uma amostra de material.

**Fragilidade:** facilidade de fraturar, romper ou desintegrar.

**Indentação:** tamanho da impressão feita por um indentador (ou ferramenta) de tamanho e forma específicos sob uma carga conhecida.

**Microdureza:** processo destinado a medir a resistência de um dado material a um carregamento penetrante em escala microscópica.

**Microdureza Vickers:** teste de dureza por microindentação que emprega para aplicação do carregamento penetrante uma ponta de diamante em forma de pirâmide com  $136^\circ$  de ângulo entre suas faces.

**Oxalato de cálcio monohidratado:** nome químico de componente de cálculos urinários. Nome mineral de Vevelita. Fórmula:  $\text{CaC}_2\text{O}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$ .

**Oxalato de cálcio dihidratado:** nome químico de componente de cálculos urinários. Nome mineral de Vedelita. Fórmula:  $\text{CaC}_2\text{O}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ .

**Phantom:** modelo de um cálculo urinário ou de qualquer parte do corpo humano.

**Pitch:** velocidade de passagem da maca do tomógrafo através do gantry na tomografia helicoidal. Expresso em milímetros por segundo.

**Pixel:** elemento básico da imagem tomográfica. Corresponde a aproximadamente  $0,5 \text{ mm}^2$ .

**Porosidade:** condição porosa. Lacunas entre os cristais da estrutura de um cálculo urinário.

**Scout:** radiografia de varredura para planejamento dos cortes tomográficos. Pode ser realizada em incidência antero-posterior ou lateral.

**Voxel:** produto entre a área do pixel e a espessura de reconstrução do corte tomográfico.



## ***RESUMO***

Objetivo: desenvolver um método reprodutível *in vitro* capaz de estabelecer uma relação confiável entre medidas de atenuação de raios-X e características do cálculo, como sua morfologia, micro-dureza, densidade e composição cristalina.

Material e métodos: empregou-se um ajuste de energia do feixe de raios-X de 120 kV, 200 mA e 300 mAs, para realização da tomografia. Foi utilizado corte tomográfico fino de 1 mm. A imagem tomográfica foi visibilizada por uma janela do tipo para osso com 1500 Hounsfield de largura e 320 Hounsfield de nível. Realizou-se a medida de atenuação em pequenas regiões de interesse de formato circular de 5,4 mm<sup>2</sup> selecionadas dentro das regiões mais densas do cálculo. Foram localizadas com precisão as regiões das amostras dos cálculos correspondentes às medidas de atenuação. Testou-se a realização de análises de morfologia, micro-dureza, densidade e composição cristalina nessas regiões.

Resultados: foi possível determinar de uma maneira precisa a fração de volume de poros, a micro-dureza, a densidade e a composição cristalina das regiões do cálculo correspondentes às medidas de atenuação de raios-X.

Conclusão: criou-se um novo método reprodutível *in vitro* capaz de estabelecer relações precisas entre medidas de atenuação de raios-X e características do cálculo, como sua composição, morfologia, microdureza e densidade.



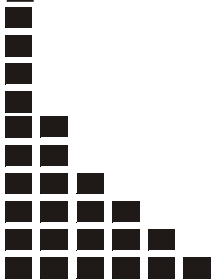
## ***ABSTRACT***

Purpose: to create a new method capable of establishing a precise correlation between attenuation values and stone features as its composition, morphology, density and microhardness.

Material and method: Stones were scanned at 120 kV, 200 mA and 300 mAs. Section thickness was 1 mm. The images were assessed using bone window (width of 1500 and level of 320). Attenuation measurements were made using a circular region of interest with a 5,4 mm<sup>2</sup> area within the dense regions of the stone. These regions were precisely located on the stone sample. Analysis of morphology, microhardness, density and composition were performed.

Results: it proved possible to establish a precise correlation between attenuation values and other features of the stone such as its morphology, microhardness, density and composition.

Conclusion: we create a new method capable of establishing a precise correlation between attenuation values and stone features as its morphology, microhardness, density and composition.



## ***1 - INTRODUÇÃO***



## **1.1 - A BUSCA DE UM MÉTODO PARA A DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO DO CÁLCULO URINÁRIO**

Estudos recentes de epidemiologia acusam um aumento na prevalência da calculose urinária em países desenvolvidos, atribuída principalmente a hábitos alimentares e ao estilo de vida (RAMELLO et al., 2000; SERIO e FRAIOLI, 1999; TRINCHIERI et al., 2000; YOSHIDA et al., 1999). Dados estatísticos revelam que 10% dos americanos serão afetados pela calculose urinária no decorrer de suas vidas (AMERICAN FOUNDATION FOR UROLOGIC DISEASE, 2003). De acordo com a mesma fonte, mais de meio milhão de americanos serão diagnosticados como portadores de litíase urinária durante o ano de 2003, e um terço deles sofrerão internação hospitalar. Nesse período, de sete a dez em cada 1.000 internações hospitalares serão devidas à calculose urinária. O tratamento da doença litiásica urinária nos EUA vem consumindo mais de 2 bilhões de dólares anualmente (KRAUTSCHICK, 1999), constituindo um problema crescente de saúde pública. Essa doença geralmente é recidivante, mais freqüentemente nos primeiros dois a três anos após o episódio inicial. A taxa acumulada de recorrência foi estimada em aproximadamente 40% a 50% dentro dos cinco anos após o primeiro episódio, 50% a 60% dentro de dez anos e 75% após um seguimento de 20 a 30 anos (LEVINE et al., 1997). Os cálculos urinários tendem a se desenvolver em indivíduos numa fase de suas vidas em que suas obrigações familiares e de trabalho encontram-se em seu ápice. Esse aspecto vincula à doença uma grande perda econômica determinada pelo tempo gasto para o seu tratamento. Não há dados estatísticos para o Brasil, mas certamente pode-se extrapolar esse contexto, o que indica a importância dessa doença e a necessidade de oferecer a esses pacientes o tratamento mais eficaz possível.

Um cálculo deve ser detectado, suas dimensões e volume determinados e sua composição ou fragilidade estimada para permitir a seleção do melhor método de tratamento. Tradicionalmente, a radiografia plana, a urografia excretora e o ultra-som vêm sendo empregados para esse fim. No entanto, vários estudos demonstraram a superioridade da tomografia computadorizada (TC) sobre esses métodos tradicionais, tanto na detecção quanto na determinação do tamanho e volume dos cálculos urinários (DOBINS et al., 1997; DRETTLER e SPENCER, 2001; FIELDING et al., 1997; LAM et al.,

1982; LEVINE et al., 1997; MILLER et al., 1998; OLCOTT et al., 1997; OTNES e SANDNES, 1997; SMITH et al., 1995; SMITH et al., 1996; SPENCER, 2000; SEGAL et al., 1978; SOMMER, 1995; VIEWG, 1998). A TC oferece ainda outras vantagens como a eliminação do contraste (com seus custos e riscos inerentes) e a capacidade de diagnosticar inúmeras outras causas de dor distintas do cálculo (SPENCER et al., 2000). Contudo, os estudos para a determinação da composição ou fragilidade dos cálculos urinários por meio da TC, pela imagem tomográfica ou por medidas de atenuação de raios-X não alcançaram resultados satisfatórios, conceituando esse método como pouco confiável (DRETLEER e SPENCER, 2001).

Os esforços para determinar a composição ou a fragilidade do cálculo pela TC remontam ao início dos anos 80 (NEWHOUSE et al., 1984). O tratamento do cálculo urinário se restringia então à cirurgia a céu aberto ou à quimólise. O interesse pela distinção entre os vários tipos de cálculo aumentou desde o advento do tratamento de dissolução do cálculo por via percutânea. Os cálculos de ácido úrico, cistina e estruvita poderiam potencialmente ser tratados dessa forma. A dificuldade em se dissolver os cálculos renais era devida à impossibilidade de se determinar a sua composição química antes de submeter o paciente ao tratamento. Métodos para deduzir a composição química dos cálculos a partir da sua densidade por radiografia plana não eram satisfatórios. Outras maneiras de determinar a provável composição do cálculo antes da escolha do tratamento eram feitas a partir da análise de fragmentos de cálculo eliminados espontaneamente pelo paciente, pela presença de infecção urinária associada a bactérias desdobradoras de uréia, pelo pH da urina e por cristais presentes no sedimento urinário. Esses métodos eram freqüentemente imprecisos, transformando a indicação da quimólise (e do agente a ser utilizado) num tratamento empírico (SPENCER, 2000). Por exemplo, um cálculo de estruvita poderia ser visibilizado numa radiografia plana como sendo suficientemente radioluscente para sugerir tratar-se de um cálculo de ácido úrico ou cistina. Porém, a opção pela irrigação com solução alcalina (apropriada para o tratamento dos cálculos de ácido úrico e cistina) levaria, contrariamente, a um aumento na formação de estruvita. Problemas desse tipo levaram alguns autores a realizar estudos tentando utilizar a tomografia computadorizada para determinar as diferentes composições químicas dos cálculos urinários. A medida de atenuação de raios-X pela TC (um método quantitativo) confirmou a ordem de densidade

dos cálculos urinários manifestada previamente em radiografias planas, sendo do menos denso ao mais denso, os cálculos de ácido úrico, cistina, estruvita, oxalato de cálcio e brushita. Esperava-se que as medidas de atenuação desses cálculos pela TC permitissem uma distinção precisa entre eles *in vitro* e que essa técnica pudesse ser aplicada posteriormente *in vivo*. A previsão teórica de que cálculos de diferentes composições químicas poderiam ser distinguidos pela TC era baseada na informação de que uma diferença de apenas 0,5% na medida de atenuação permitiria distinguir dois diferentes tecidos (FEDERLE et al., 1981; MITCHESON et al., 1983). O primeiro tipo de cálculo a ser identificado pela TC era composto de ácido úrico. O autor verificou que as medidas de atenuação obtidas *in vitro* não eram muito diferentes daquelas obtidas para os cálculos *in vivo* (SEGAL et al., 1978). A partir daí, diferentes autores tentaram, por diferentes métodos, determinar a composição dos cálculos urinários através da TC.

## **1.2 - CONCEITOS BÁSICOS DE ATENUAÇÃO DE RAIOS-X EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

A TC emprega feixes de raios-X que não são absorvidos da mesma forma pelos diferentes materiais. Elementos pesados, tais como cálcio e bário, absorvem mais raios-X do que elementos leves como hidrogênio, carbono e oxigênio. A esse fenômeno se denomina atenuação, que é devida à absorção e ao espalhamento do feixe de raios-X. A capacidade de atenuar um feixe de raios-X é expressa por intermédio do coeficiente de atenuação, característica específica de cada material. Na tomografia computadorizada moderna emprega-se um tubo de raios-X que emite um feixe em forma de leque. Após atravessar um corpo posicionado no interior do “gantry”, o feixe é captado por até 320 detectores dispostos ao longo de um arco que recebe simultaneamente toda a radiação que conseguiu passar através do corpo (OKUNO, 1986). Nesse sistema efetuam-se movimentos rotacionais do tubo de raios-X e do conjunto de detectores. Os dados coletados são armazenados em um computador que efetua a reconstrução da imagem das estruturas anatômicas de uma secção transversal do corpo. A imagem que reflete as propriedades de absorção é então apresentada. Essa imagem tomográfica é uma reconstrução bidimensional, cuja unidade de área é o “pixel” (ou “picture element”) com tamanho definido conforme o equipamento (no presente estudo =  $0,49 \text{ mm}^2$ ). As medidas de atenuação são representadas

na imagem tomográfica por uma graduação de tons de cinza também denominada "escala de cinza". Os tons mais claros correspondem às medidas de atenuação maiores, enquanto os tons mais escuros correspondem às medidas de atenuação menores. Cada "pixel", em virtude do seu tom de cinza, representa uma média ponderada de medidas de atenuação correspondentes a um "voxel" (ou "volume element") tridimensional. Essa média representa a perda de energia do feixe de raios-X causada pela sua passagem através do "voxel". O valor dessa média ponderada de atenuações é expresso em Unidades Hounsfield (Ho). Cada diferente tecido, composto por diferentes elementos, produz medidas diferentes de atenuação, o que permite a distinção entre eles. Por convenção, adotam-se para certos tecidos valores padrão de medida de atenuação: água = 0, ar = -1.000 Ho, gordura = -80 a -100 Ho, tecidos moles = 10 a 80 Ho e osso = 400 a 3.000 Ho. No equipamento empregado nesse estudo existem 6.000 valores possíveis de medida de atenuação que vão desde -1.000 até 5.000 Ho. Cada uma dessas medidas deveria ser representada na imagem tomográfica por uma diferente tonalidade de cinza. No entanto, o computador só é capaz de exibir no máximo 256 tons de cinza. Por esse motivo, uma "janela" de medidas de atenuação deve ser escolhida para realçar especialmente aquelas medidas que correspondem aos tecidos que se pretende visibilizar. Daí os termos "janela de partes moles" ou "janela para osso". A consequência mais importante da escolha de uma janela é que todos os tecidos com medidas de atenuação abaixo do limite inferior da janela (também denominada "level" ou nível) serão exibidos na imagem como sendo radioluscentes (na cor preta). Em oposição, todos os tecidos com medidas de atenuação acima do limite superior da janela (também denominada em inglês de "width" ou largura) serão exibidos como sendo radiopacos (na cor branca). Isso explica por que todos os cálculos aparecem na TC como imagens radiopacas (de um branco intenso e brilhante) qualquer que seja a sua composição. Isso ocorre porque quando se realiza uma TC para investigar uma dor abdominal ou uma lombalgia utiliza-se de rotina uma janela de partes moles, por exemplo, com 320 Ho de largura e 70 Ho de nível. O tipo de cálculo com medida de atenuação mais baixa conhecida (ácido úrico) apresenta caracteristicamente medidas de atenuação entre 400 Ho e 600 Ho. Assim, todos os tipos de cálculos apresentam medidas de atenuação superiores a 320 Ho e são representados na imagem tomográfica como sendo radiopacos (na cor branca).

A determinação da composição de um cálculo por meio de medidas de atenuação de raios-X depende da adoção de um conjunto de parâmetros, sendo os mais importantes:

- parâmetros de realização da TC (energia do feixe, dimensão do feixe, espessura de reconstrução do corte);
- parâmetros de visibilização das imagens dos cortes tomográficos (janela utilizada);
- critérios de seleção da região do cálculo a ser empregada para a realização da medida de atenuação (forma, tamanho e localização), também denominada “region of interest” (ROI) ou região de interesse.

Assim, deve-se estabelecer o valor ideal para cada um desses parâmetros para que em conjunto eles forneçam as medidas de atenuação mais específicas para cada tipo de composição cristalina.

A energia do feixe utilizada nos estudos *in vitro* deve ser tal que permita também a sua utilização futura *in vivo*. As dimensões do feixe de raios-X e a espessura de reconstrução do corte tomográfico devem ser as menores possíveis, ou seja, de 1 mm. Essa condição evita ao máximo a inclusão de elementos distintos do cálculo urinário (como espaços entre cristais, matriz protéica e outros elementos) na medida de atenuação. Estudos *in vitro* demonstraram que os valores de atenuação de raios-X aumentam à medida que o corte se torna mais fino, porque nessa situação as regiões contendo os elementos cristalinos do cálculo são melhor distinguidas daquelas que não contêm esses elementos (HILLMAN et al., 1984). Um corte de 5 mm de espessura pode incluir 3 mm de cálculo e 2 mm de espaço entre cristais. No entanto, um corte de 1 mm deverá incluir muito provavelmente somente o cálculo ou outro(s) elemento(s) distinto(s) do cálculo. Assim, quando se deseja obter uma medida de atenuação exclusiva do cálculo (e a partir dessa medida identificar a sua composição), o melhor é utilizar o corte mais fino possível, ou seja, o corte de 1 mm (DRETTLER e SPENCER, 2001). De forma análoga, a adoção de uma pequena região de interesse igualmente deve minimizar a inclusão nessa

medida de atenuação de elementos distintos do cálculo. Assim, as regiões de interesse adotadas devem ser as menores possíveis (de um ou alguns “pixels” somente). A seleção dessas pequenas regiões de interesse deve ser orientada pela escolha de uma janela de visualização adequada. Como a janela de partes moles não permite a visualização das diferentes regiões de atenuação do cálculo, devem-se utilizar janelas de visualização para osso (por exemplo, largura de 1500 Ho e nível de 320 Ho). Dessa forma, pode-se distinguir melhor na imagem tomográfica as regiões mais densas do cálculo, evitando-se a tomada de medidas de atenuação em regiões pouco densas do mesmo onde o risco de inclusão de elementos distintos do cálculo é maior (principalmente espaços entre cristais). Todos os trabalhos anteriores sobre o uso da medida de atenuação para a determinação da composição de cálculos empregaram janelas de partes moles, e por esse motivo seus autores não puderam visualizar as diferentes regiões de atenuação dentro do cálculo. A falsa impressão de homogeneidade dada pela visualização através da janela de partes moles foi provavelmente responsável pela adoção de medidas de atenuação em grandes porções do cálculo (áreas de interesse definidas com base no contorno da imagem do cálculo e também pelo emprego de reconstrução dos cortes com espessuras maiores, de 2 e 5 mm) (Tabela 1). A consequência da adoção desses parâmetros foi necessariamente uma inclusão maior de elementos distintos do cálculo nas medidas de atenuação, levando esses métodos a registrar uma grande variabilidade de resultados, expressa por amplos intervalos de medida de atenuação correspondentes a cada diferente tipo de cálculo. A excessiva amplitude desses intervalos (Tabela 2) levou a uma

**Tabela 1** - Parâmetros de TC utilizados *in vitro* para determinação da composição de cálculos em trabalhos anteriores e pelo presente estudo

	Mitcheson et al. (1983)	Hillman et al. (1984)	Newhouse et al. (1984)	Mostafavi et al. (1998)	Presente estudo
TC	Somatom	GE 8000	EMI 7070	GE HiSpeed	Shimadzu
Ajuste de energia	125KV, 460 mA 77 KV, 747 mA	120 KV, 100 mA	120 KV, 90 mA	120 KV, 240 mA, 80 KV, 240 mA	SCT 6800 TXL 120 KV, 200 mA
Espessura de corte (mm)	2	5	2	1	1
Região de interesse	Contorno do maior corte	Contorno do maior corte	Circunscrevendo o contorno do maior corte e excluindo medidas $\leq 300$ Ho	Pixel média aritmética das 3 maiores medidas	Circular 5,4 mm <sup>2</sup>
Janela	Partes moles	Partes moles	Partes moles	Partes moles	Para osso
Critério de classificação dos cálculos	“as pure as possible”	$\geq 50 \%$	Não informado	Cálculos puros	Cálculos puros
Número de cálculos de ácido úrico	12	14	9	50	7
Meio circundante	Água e recipiente plástico	Água e recipiente plástico	Água e recipiente plástico	---	Resina metalográfica

**Tabela 2** - Comparação entre os intervalos de medidas para a determinação do tipo de cálculo em trabalhos anteriores

Tipo de Cálculo	Mitcheson et al. (1983)	Hillman et al. (1984)	Newhouse et al. (1984)	Mostafavi et al. (1998)
Bruchita	> 1023	Não disponível	1211 ± 195	1703 ± 161
Oxalato de cálcio	> 1023	1273 ± 193	948 ± 67	1620 ± 232*
Cistina	703 ± 69	625 ± 247	540 ± 49	711 ± 228
Estruvita	651 ± 108	943 ± 259	725 ± 118	666 ± 87
Ácido úrico	540 ± 107	448 ± 108	426 ± 51	409 ± 118
* Oxalato de cálcio monohidratado		Bruchita (fosfato de cálcio dihidratado)		
		Estruvita (fosfato amônio magnésiano hexahidratado)		

sobreposição dos intervalos de medidas de atenuação correspondentes à cálculos classificados como sendo de composições diferentes. Essa sobreposição dos intervalos de medidas de atenuação foi a responsável pela conceituação da TC como um método não confiável para a determinação da composição de cálculos urinários.

### 1.3 - USO DE TC NA DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO DO CÁLCULO: TRABALHOS ANTERIORES

MITCHESON et al. (1983) estudaram 54 cálculos de diferentes composições *in vitro* através de cortes de 2 mm de espessura, região de interesse definida pelo contorno do maior corte do cálculo, circundado por água. Esses cálculos foram agrupados de acordo com o critério de “composição química a mais pura possível”. Mostraram por meio de resultados experimentais que cálculos de diferentes composições poderiam ser diferenciados pela TC. Utilizaram três diferentes métodos para a realização de medidas de atenuação. Esses métodos foram: a medida de atenuação com voltagem de 125 kV, a medida de atenuação com dupla voltagem (77 kV e 125 kV) e a análise de medidas de atenuação por histogramas. Esses autores confirmaram que os cálculos de ácido úrico



poderiam ser identificados através da TC e distinguidos de outros elementos causadores de falhas de enchimento em exames contrastados. Por intermédio de um modelo matemático, mostraram também que a maioria dos tipos de cálculos poderia ser distinguida pelo uso da TC realizada com dupla voltagem. Essa técnica consistia em realizar duas tomografias distintas, uma com voltagem de 77 kV e outra com 125 kV. As duas medidas de atenuação eram realizadas (aproximadamente) dentro de uma mesma região de interesse definida pelo contorno do cálculo. Os dois valores de atenuação obtidos eram subtraídos um do outro, resultando numa medida que permitia diferenciar cálculos de várias composições à exceção dos de brushita, oxalato de cálcio e estruvita (esses com valores de medidas de atenuação caracteristicamente mais altos). Seria, porém, praticamente impossível localizar *in vivo* a mesma região de um cálculo em duas tomografias distintas, o que excluiu a possibilidade de utilização desse método na prática.

HILLMAN et al.(1984) estudaram 63 cálculos *in vitro* com voltagem de 120 kV, através de cortes de 5 mm, região de interesse definida pelo contorno do maior corte do cálculo, circundados por água. Esses cálculos de diferentes composições foram agrupados de acordo com o seu componente predominante ( $\geq 50\%$  do percentual em massa). Os autores correlacionaram valores de medidas de atenuação (máxima, mínima, média e desvio-padrão) com aspectos da composição química dos cálculos. Uma análise multivariada mostrou que a média e o desvio-padrão de medidas de atenuação eram os melhores parâmetros para diferenciar tipos diferentes de cálculos renais. A combinação de média e desvio-padrão desse método permitiu a classificação correta de 100%, 87% e 82% dos cálculos de ácido úrico, oxalato de cálcio monohidratado e estruvita, respectivamente. Apesar de haver certa sobreposição de resultados entre os diferentes tipos de cálculos estudados, a capacidade de identificação dos cálculos mais freqüentemente encontrados foi bastante satisfatória (89% no geral). A capacidade de a TC distinguir os cálculos de ácido úrico dos demais tipos de cálculos é particularmente interessante, uma vez que cálculos de ácido úrico podem ser dissolvidos de maneira não-invasiva através da administração de medicamentos por via oral. Esses autores reconheceram que a TC poderia ser um valioso método adjuvante aos métodos clínicos e laboratoriais, auxiliando a estabelecer a composição química dos cálculos antes da seleção do método de tratamento.

NEWHOUSE et al. (1984) estudaram 35 cálculos *in vitro* de diferentes composições com voltagem de 120 kV, cortes de 2 mm de espessura, área de interesse circunscrevendo o cálculo (sendo descartadas as medidas de atenuação inferiores a 300 Ho), com os cálculos circundados por água. A média e a máxima medidas de atenuação foram avaliadas. Verificaram que a maioria dos cálculos era caracterizada por uma grande heterogeneidade, expressa através da variabilidade de medidas de atenuação dentro de um mesmo cálculo. Embora a distinção entre os cálculos de ácido úrico e cistina tenha sido possível mediante um ou mais dos critérios de medida, os cálculos contendo cálcio não puderam ser distinguidos de forma confiável. Assim, concluíram que a medida de atenuação pela TC não ofereceria vantagens significativas sobre a radiografia plana para fins de determinação da composição do cálculo.

Ao mesmo tempo em que esses resultados de certa forma frustravam as expectativas em relação ao uso da TC para a determinação da composição dos cálculos, outros autores questionavam a própria validade das medidas de atenuação. BAXTER e SORENSON (1981) relataram variações resultantes da inclusão de elementos distintos do cálculo nas medidas de atenuação, bem como variações nas medidas de atenuação devidas ao não posicionamento do objeto no centro do “gantry”. Além disso, verificaram variações de medidas de atenuação em objetos com tamanho inferior à espessura do feixe de raios-X. LEVI et al. (1982) investigaram a confiabilidade das medidas de atenuação realizando tomografias de um mesmo “phantom” em cinco tomógrafos diferentes, incluindo dois do mesmo fabricante. Encontraram divergências de medidas surpreendentes. O estudo demonstrou que a medida de atenuação poderia variar de acordo com a localização do objeto dentro do “gantry”, de acordo com o equipamento e a voltagem utilizada (kV).

Assim, uma avaliação rigorosa dos resultados alcançados não permitiria classificar a TC como um método confiável para a determinação da composição de cálculos urinários. A perda do interesse pelo aperfeiçoamento desse método persistiu até a introdução de um novo conceito (DRETHER, 1988), o da “fragilidade do cálculo urinário”. A partir do desenvolvimento de técnicas de tratamento cujo resultado depende da fragmentação do cálculo (Litotripsia Extracorpórea por Ondas de Choque (LEOC), Litotripsia Ultra-sônica, Litotripsia Balística, Litotripsia a Laser) a estimativa da fragilidade

dos cálculos também passou a ser considerada uma informação de interesse para orientar a melhor escolha do método de tratamento (CHAUSSY et al., 2002; DRETLEER et al., 1987; MARBERGER, 1983; RONEY, 1978). Analisaram-se retrospectivamente as taxas de retratamento por LEOC para 252 cálculos com tamanho entre 1,1 cm e 3,0 cm, estratificados conforme a sua composição química predominante (> 60%) (DRETLEER, 1988). Constataram-se taxas de retratamento de 10,3%, 2,8% e 6,4% para cálculos de oxalato de cálcio monohidratado, oxalato de cálcio diidratado e mistos compostos por estruvita e apatita, respectivamente. Estudou-se também a fragmentação *in vitro* de cálculos puros após terem sido submetidos a 200 impactos de LEOC com energia de 18 kV. Obteve-se como resultado uma porcentagem em peso de fragmentos, com tamanho inferior a 2 mm, de 100% para o ácido úrico, 64% para o oxalato de cálcio monohidratado, 57% para a estruvita, 47% para a brushita e 16% para a cistina. Assim, a composição do cálculo indicaria a sua suscetibilidade intrínseca à fragmentação. A partir daí, uma determinação confiável da composição do cálculo pela TC também poderia instruir a escolha do melhor método de litotripsia.

HOPPER et al. (1997) elaboraram um estudo *in vitro* destinado a reavaliar todas as restrições feitas à exatidão das medidas de atenuação pela TC. Utilizando um “phantom” contendo cinco regiões com densidades equivalentes a osso cortical, osso medular, gordura, ar e água, verificaram não haver diferenças estatisticamente significantes entre as medidas de atenuação obtidas por tomografia realizada no modo “Standard” ou Helicoidal, para todos os cortes ou diferentes posições testadas dentro do “gantry”, incluindo tomografia helicoidal com “pitch” maior que 1. As maiores variações nas medidas de atenuação foram registradas nos extremos de densidade de tecidos tais como no ar e no osso, porém, essas diferenças novamente não foram estatisticamente significantes. As medidas de atenuação com os mesmos parâmetros no modo “Standard” e Helicoidal foram estatisticamente comparáveis, mesmo quando o “phantom” foi colocado no interior de anéis plásticos mimetizando a pélvis e o abdome. Resolvidas as dúvidas em relação à confiabilidade das medidas de atenuação, retomou-se à discussão visando ao aperfeiçoamento da TC como instrumento para a determinação da composição dos cálculos urinários.

MOSTAFAVI et al. (1998) analisaram 102 cálculos puros de diferentes composições *in vitro* com voltagem de 120 kV e com dupla voltagem (80 kV e 120 kV) através de cortes de 1 mm de espessura, com medidas de atenuação em áreas correspondentes a um “pixel” (adotando uma média de 3 medidas), e com o cálculo circundado por ar. Utilizando a Tomografia Helicoidal com tensão de 120 kV, foram capazes de identificar de maneira precisa a composição química de cálculos puros de ácido úrico, estruvita e oxalato de cálcio. No entanto, a TC não foi precisa na distinção entre os cálculos de oxalato de cálcio e de brushita, e na distinção entre os cálculos de estruvita e cistina. Porém, utilizando a técnica de medida de atenuação com dupla voltagem (80 kV e 120 kV) foram capazes de diferenciar todos os tipos de cálculos puros. Infelizmente esse método não seria passível de aplicação *in vivo*.

#### **1.4 - USO DE TC NA DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO DO CÁLCULO: CAUSAS DE ERRO**

Como consequência da adoção de diferentes conjuntos de parâmetros, os trabalhos anteriores obtiveram como resultado, para cada tipo de cálculo, intervalos de medidas de atenuação bastante diferentes (Tabelas 1 e 2). Porém, apesar dessas diferenças, um aspecto comum marcou esses trabalhos: o da sobreposição de intervalos de medidas de atenuação para cálculos classificados como sendo de composições diferentes.

A busca de uma explicação para essa sobreposição de resultados levou à realização de uma revisão crítica das metodologias empregadas e à identificação de três prováveis causas de erro:

- 1) À exceção de MOSTAFAVI et al. (1998), as medidas de atenuação foram realizadas em grandes porções do cálculo, aumentando a probabilidade de inclusão de elementos espúrios nessas medidas (como espaços entre cristais, diferenças entre cristais, matriz protéica e outros componentes) (HILLMAN et al., 1984; MITCHESON et al., 1983; MOSTAFAVI et al., 1998; NEWHOUSE et al., 1984).

- 2) As medidas de atenuação foram realizadas em regiões dos cálculos diferentes daquelas utilizadas para a determinação de sua composição química, dificultando o estabelecimento de uma correlação precisa entre ambas (HILLMAN et al., 1984; MITCHESON et al., 1983; MOSTAFAVI et al., 1998; NEWHOUSE et al., 1984).
- 3) Os cálculos mistos foram classificados e agrupados segundo o seu componente químico predominante, desprezando dessa maneira outros componentes químicos presentes na amostra (podendo representar até 50% em massa do total do material analisado em cada cálculo) e que certamente influenciaram no resultado da medida de atenuação (HILLMAN et al., 1984; MITCHESON et al., 1983; NEWHOUSE et al., 1984).

Para excluir-se a possibilidade de ocorrência desses erros seria necessário dispor de um método que permitisse realizar as medidas de atenuação em pequenas porções do cálculo (cortes finos e regiões de interesse pequenas). Esse mesmo método deveria ainda possibilitar a localização precisa no cálculo da região correspondente a cada medida de atenuação. Somente assim seria possível estabelecer uma correlação entre a medida de atenuação e a composição do cálculo de maneira confiável.

DRETLE e SPENCER (2001), buscando excluir elementos distintos do cálculo da medida de atenuação, sugeriram uma análise de pequenas regiões desse cálculo através de cortes tomográficos finos (de 1 mm) e pixelogramas (uma compilação de múltiplas medidas de atenuação). Empregando uma janela de partes moles (que não permite distinguir as diferentes regiões de atenuação dos cálculos urinários) verificaram mais uma vez a grande variabilidade de resultados nas medidas de atenuação em diferentes regiões do cálculo visibilizadas como sendo idênticas na imagem tomográfica. Presumiram que essas diferenças seriam devidas à diversidade estrutural das áreas analisadas (diferenças de cristais, espaços entre cristais, matriz protéica e outros elementos). Propuseram que a partir do emprego de pixelogramas fossem adotadas como medidas de atenuação representativas do tipo de cálculo somente aquelas de maior valor. No entanto, esse método não permitiu localizar na imagem tomográfica a pequena área de cada “pixel” ( $0,46 \text{ mm}^2$ ) correspondente a cada medida de atenuação

(uma vez que por meio desse processo só era possível visibilizar o perímetro do painel contendo essas medidas). Assim, não seria possível uma caracterização adequada do cálculo, ou seja, a determinação precisa da composição química da região correspondente a cada medida de atenuação.

WILLIAMS et al. (2002) descreveram o emprego de janelas para osso associadas a corte tomográfico fino de 1 mm, tornando possível visualizar as diferentes regiões de atenuação do cálculo diretamente na imagem tomográfica que supuseram ser a “estrutura do cálculo”. Concluíram que seus resultados abririam novas possibilidades para a determinação da relação entre a estrutura do cálculo e a sua fragilidade perante a litotripsia.

Assim, adotando as idéias sugeridas por DRETLEER e SPENCER (2001), o novo recurso descrito por WILLIAMS et al. (2002) e excluindo prováveis fontes de erros identificadas nas metodologias de trabalhos anteriores, apresenta-se um novo método capaz de realizar medidas de atenuação em pequenas regiões do cálculo selecionadas a partir da visibilização de suas diferentes regiões de atenuação pelo emprego de uma janela do tipo para osso, incluindo ainda um sistema de localização precisa no cálculo da região correspondente a cada medida de atenuação. Esse novo método estabelece a possibilidade de um estudo reprodutível da relação entre medidas de atenuação e várias características do cálculo como sua composição, morfologia, densidade e microdureza.



## ***2 - OBJETIVOS***

Desenvolver um método reprodutível *in vitro* capaz de estabelecer uma relação confiável entre medidas de atenuação de raios-X e características do cálculo, como a sua morfologia, microdureza, densidade e composição cristalina.

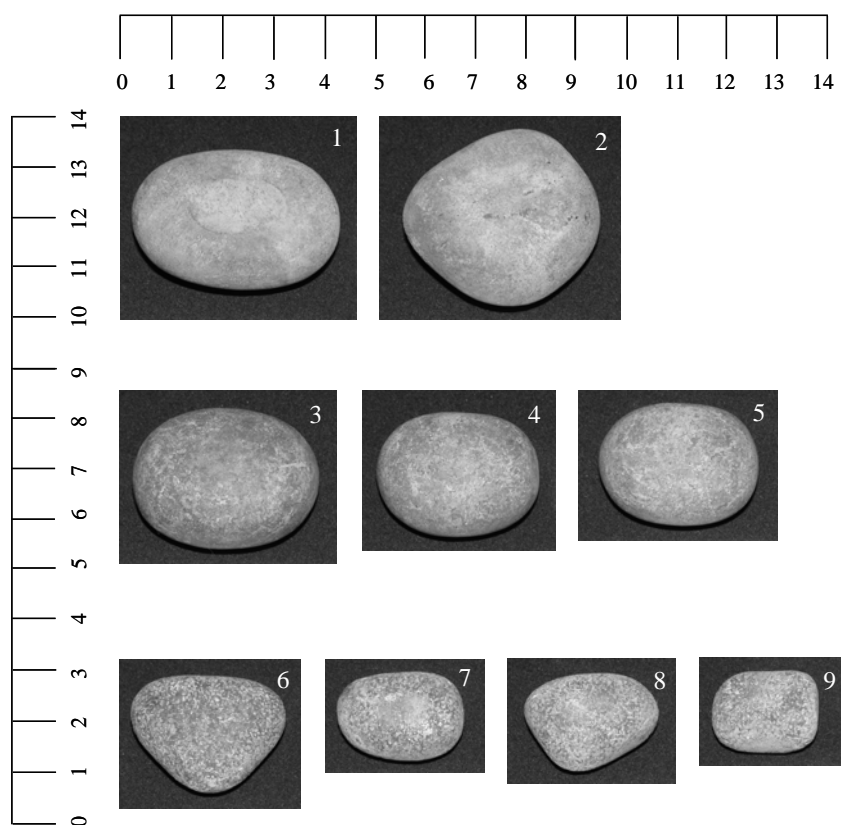




### ***3 - MATERIAL E MÉTODOS***

### 3.1 - EXEMPLIFICAÇÃO DO MÉTODO

Para exemplificar o método, foram utilizados nove cálculos vesicais extraídos de um mesmo paciente de 55 anos, do sexo masculino, através de três cirurgias de cistolitotomia (Figura 1). Na primeira cirurgia realizada em 1996 foram extraídos os cálculos de números 1 e 2. Na segunda cirurgia, em 1999, foram extraídos os cálculos de números 3, 4 e 5. Na última cirurgia, em 2002, foram extraídos os cálculos de números 6, 7, 8 e 9. A última cirurgia foi realizada após assinatura pelo paciente do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido conforme aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp, processo nº 169/2001.



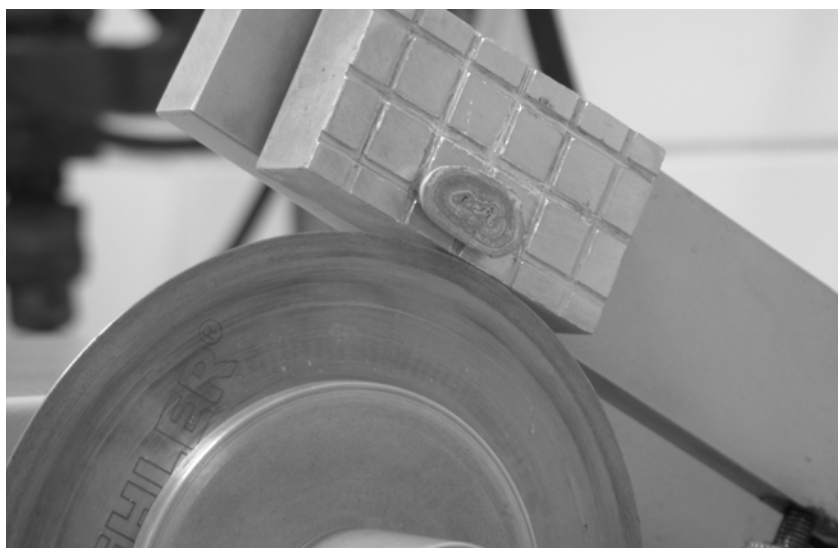
**Figura 1 - Amostragem de nove cálculos.** Cálculos vesicais extraídos do mesmo paciente. Cálculos 1 e 2 extraídos na primeira cirurgia (ano de 1996). Cálculos 3, 4, 5 extraídos na segunda cirurgia (ano de 1999). Cálculos 6, 7, 8, 9 extraídos na última cirurgia (ano de 2002).

### 3.2 - PARÂMETROS DE REALIZAÇÃO DA TC

Para a obtenção das imagens foi empregado um tomógrafo Shimadzu modelo SCT-6800TXL. Todos os cortes tomográficos desse estudo foram realizados com os seguintes parâmetros: TC em modo Standard, 120 kV, 200 mA, 300 mAs, dimensão do feixe de raios-X de 1 mm e reconstrução de imagem ou espessura de corte de 1 mm.

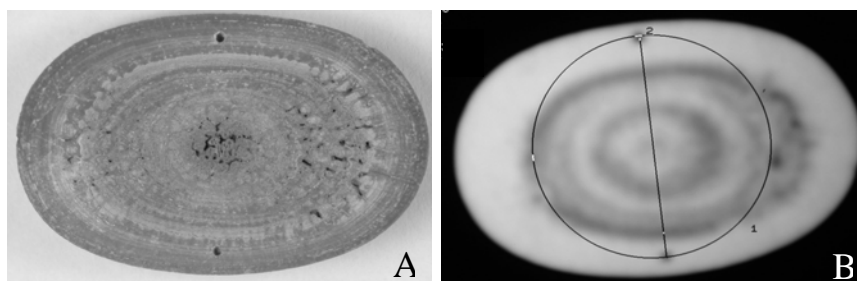
### 3.3 - PREPARAÇÃO METALOGRÁFICA

Inicialmente, todos os nove cálculos foram pesados em balança de precisão e a seguir submetidos à secagem a frio em câmara de vácuo com pressão negativa de  $10^{-2}$  torr por 24 horas. A seguir foram novamente submetidos à pesagem para verificação da redução de massa devido à perda de água. Os nove cálculos tiveram sua morfologia externa examinada em estéreo-microscópio. A seguir, todos os cálculos foram cortados num plano contendo aproximadamente os seus dois maiores eixos com serra de baixa rotação a 4 rotações por minuto (rpm) da marca Buhler® modelo Isomet equipada com disco de corte diamantado de 0,3 mm de espessura (Figura 2).



**Figura 2 - Corte de cálculo.** Plano contendo aproximadamente os seus dois maiores eixos. Serra circular diamantada de baixa rotação. Velocidade de corte de 4 rotações por minuto, corte resfriado à água.

O corte foi resfriado à água. A primeira metade do cálculo número 1 foi cortada uma segunda vez em um plano paralelo ao do primeiro corte, resultando numa lâmina fina de aproximadamente 2 mm. Essa lâmina foi embutida em resina metalográfica (marca Orto Center Pol 610<sup>®</sup>) para a realização de teste de dureza Brinell, enquanto a porção restante foi utilizada para estudo do efeito da resina sobre a medida de atenuação de raios-X. Para tanto, foram realizadas nessa metade restante duas perfurações com uma broca de baixa rotação de 0,5 mm de diâmetro e que serviram como pontos fixos de referência (Figura 3).



**Figura 3 - Efeito da resina.** A- metade do cálculo expondo superfície de corte e perfurações com broca antes do embutimento em resina. B - corte tomográfico de 1 mm de espessura limitado à superfície de corte da amostra de cálculo e com a correspondente medida de atenuação (área do círculo) balizada pelo centro das duas perfurações (janela de 1500 de largura e nível de 320).

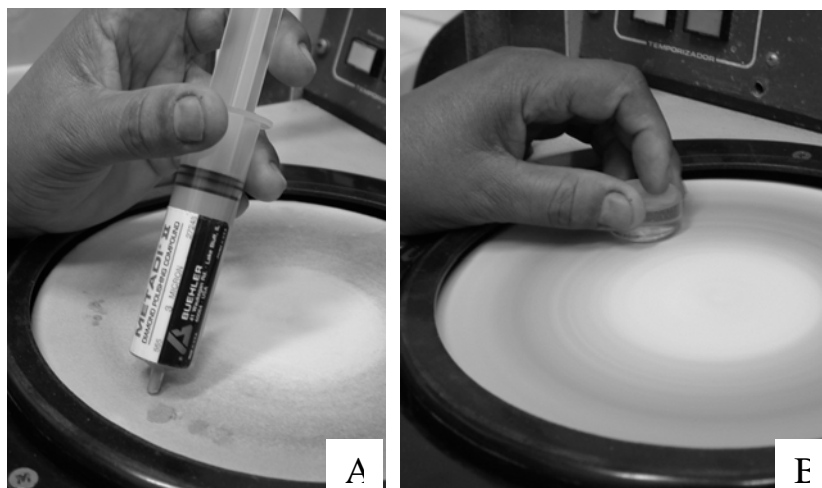
Para a avaliação do efeito da resina de embutimento foi realizada a medida de atenuação dentro da região de interesse de formato circular contendo o centro dessas duas perfurações. A seguir, essa amostra foi embutida a frio na resina metalográfica. Após sua secagem e aparado o excesso de resina ao seu redor, a tomografia foi repetida buscando realizar uma segunda medida de atenuação na mesma região de interesse previamente estudada (mesma forma e tamanho da região de interesse e mesma posição dentro da amostra). A outra metade do cálculo número 1, e de maneira semelhante uma das metades de cada um dos outros 8 cálculos, foi também submetida ao processo de embutimento em resina. Após secagem, essas amostras tiveram suas superfícies de corte submetidas a

processo de preparação metalográfica. Foram lixadas e polidas por máquina lixadeira-politriz da marca Panambra DP-9U2<sup>®</sup>. O lixamento foi realizado a uma velocidade de 260 rpm com nível de carga de 30% utilizando sequencialmente lixas com granulometrias de 400, 600, 1200 e 2400 (Figura 4).

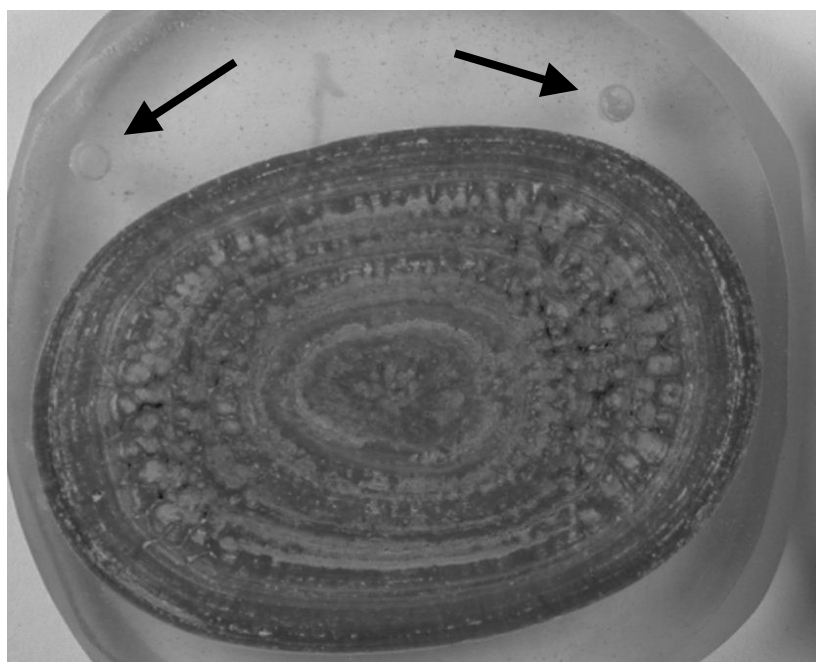


**Figura 4 - Lixamento do cálculo.** Cálculo previamente embutido em resina metalográfica. Granulometrias de 400, 600, 1200 e 2400. Processo de polimento com velocidade de 260 rotações por minuto, resfriado à água.

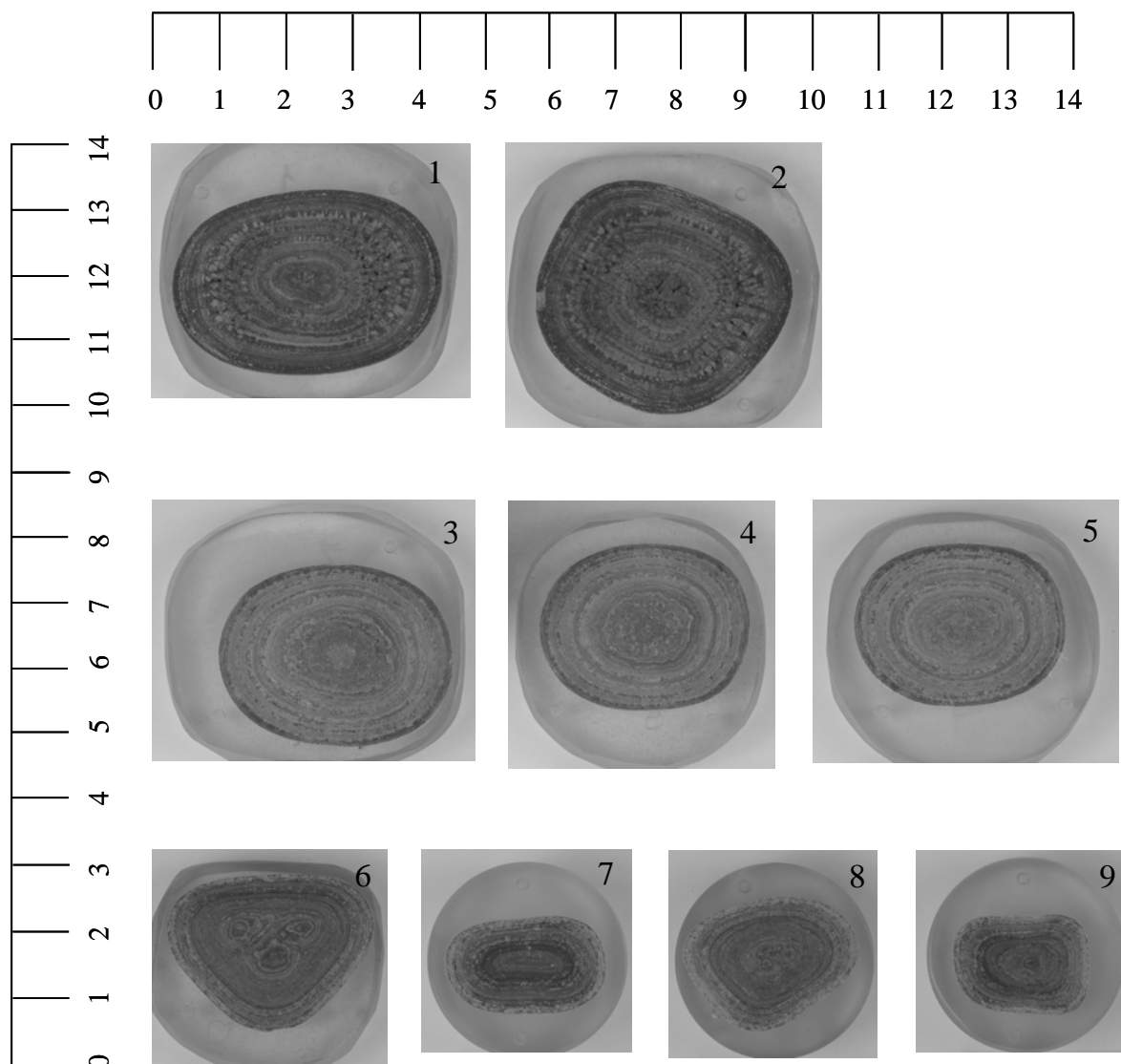
A seguir, no mesmo equipamento e com a mesma velocidade de rotação, foi realizado o polimento das superfícies de corte com pastas de diamantes da marca Metadi II<sup>®</sup> com granulometrias de 6  $\mu\text{m}$ , 3  $\mu\text{m}$  e 1  $\mu\text{m}$  (Figura 5). Após a preparação metalográfica, foram realizadas duas perfurações na superfície polida da resina com broca de 0,75 mm de diâmetro. Essas duas perfurações tiveram a função de servir como pontos de referência (Figura 6 e 7). Cada um dos nove cálculos foi submetido a exame tomográfico conforme os parâmetros anteriormente descritos.



**Figura 5 - Polimento do cálculo.** A- Aplicação de pasta de diamante sobre disco de polimento (granulometrias de 6  $\mu\text{m}$ , 3  $\mu\text{m}$  e 1  $\mu\text{m}$ ). B- Polimento a seco com velocidade de rotação de 260 rotações por minuto.



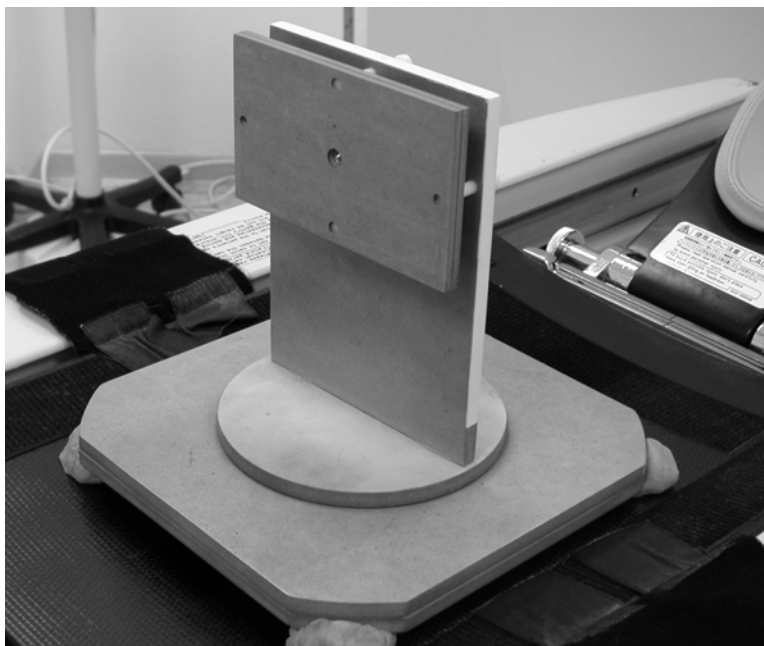
**Figura 6 - Referências fixas vinculadas à amostra do cálculo.** Duas perfurações (setas) com broca de 0,75 mm de diâmetro na superfície polida da resina de embutimento definindo dois pontos fixos de referência vinculados à amostra do cálculo.



**Figura 7 - A Amostragem dos nove cálculos após o corte, embutimento, lixamento, polimento e perfuração da resina em dois pontos (referências fixas).**

### **3.4 - ALINHAMENTO DAS AMOSTRAS NO “GANTRY” DO EQUIPAMENTO TOMOGRÁFICO**

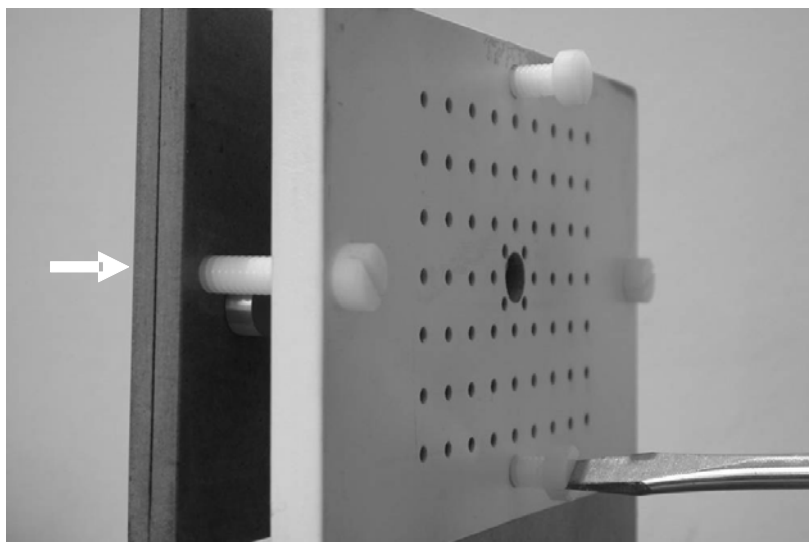
Para assegurar o perfeito alinhamento da superfície de corte do cálculo ao plano de corte do “gantry”, foi utilizado um dispositivo construído em aglomerado de madeira tipo MDF (“Medium Density Fiberboard”). Esse sistema foi fixado à maca do tomógrafo, permitindo ajustes iniciais de sua inclinação, rotação e translação, através de duas superfícies esféricas concêntricas localizadas em sua base (Figura 8).



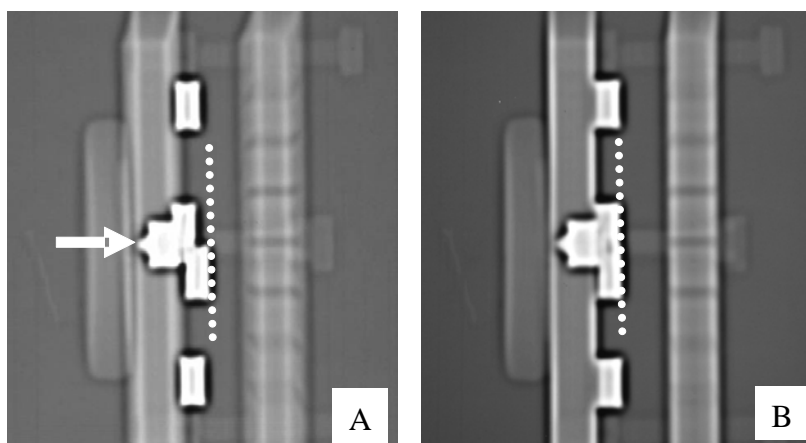
**Figura 8 - Placa de apoio da amostra do cálculo.** Aparato construído em madeira tipo MDF e fixo à maca do tomógrafo para permitir o alinhamento da superfície polida de corte da amostra do cálculo ao plano de corte do “gantry”.

A seguir foi realizado o alinhamento de maior precisão por um conjunto de quatro parafusos vinculados à placa de apoio da superfície de corte do cálculo (Figura 9). Adicionalmente, o alinhamento da placa de apoio foi confirmado pelo “scout” com incidência do feixe de raios-X em sentido antero-posterior e lateral. Essa etapa utilizou 4 cilindros de latão fixos à face contralateral da placa de apoio (longe da região de corte dos cálculos para evitar artefatos de imagem) garantindo o perfeito alinhamento da placa de apoio ao plano de corte do “gantry” (Figura 10).



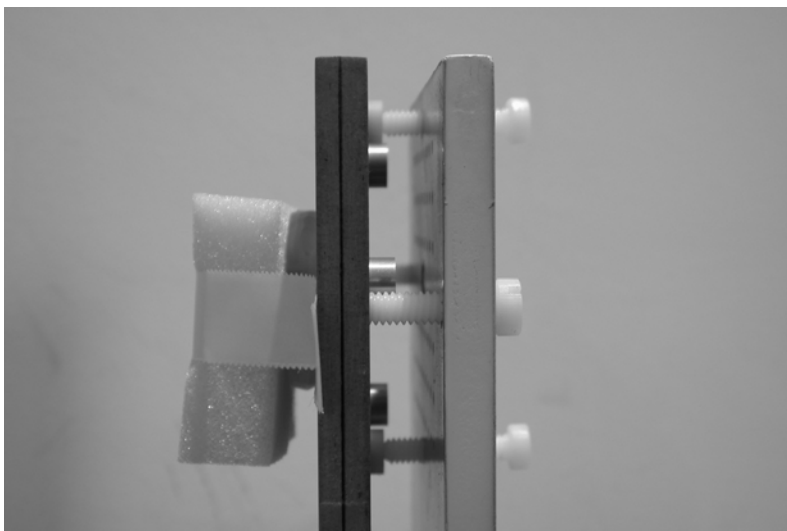


**Figura 9 - Alinhamento da placa de apoio.** Ajuste fino de alinhamento da placa de apoio (seta) da superfície de corte polida da amostra do cálculo ao plano de corte do “gantry” por sistema de quatro parafusos.

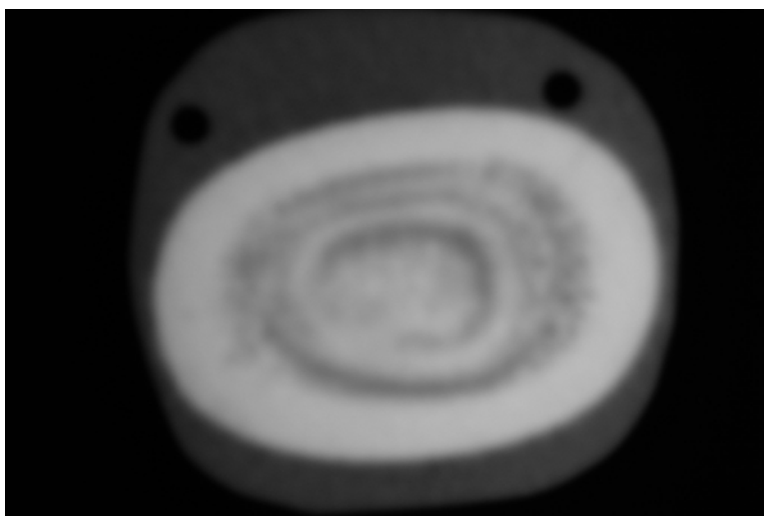


**Figura 10 - Conferência do alinhamento da placa de apoio.** A- “Scout” em incidência lateral. Seta mostrando a ponta do parafuso cônico para referência ao posicionamento da primeira linha do planejamento de corte. Posição relativa dos cilindros evidenciando desalinhamento da placa de apoio do cálculo em relação ao plano de corte do “gantry”. B – Cilindros alinhados após ajuste de posicionamento através dos quatro parafusos vinculados à placa de apoio.

O cálculo foi fixado à placa de apoio por um conjunto de espuma plástica e fita adesiva (Figura 11). O corte tomográfico foi planejado através do “scout” (feixe em incidência lateral) e foi limitado à superfície de corte da amostra, sem incluir a placa (Figura 12).



**Figura 11 - Alinhamento do plano de corte da amostra do cálculo.** Superfície de corte polida da amostra de cálculo fixada contra a placa de apoio (previamente alinhada ao plano de corte do “gantry”). Fixação por espuma plástica e fita adesiva.

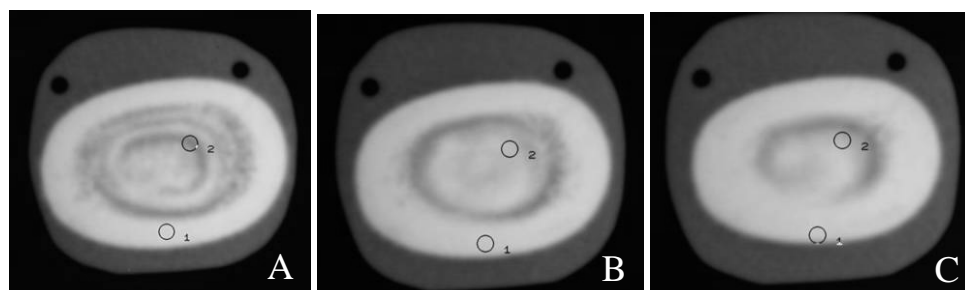


**Figura 12 - Alinhamento do plano de corte tomográfico ao plano de corte da amostra do cálculo.** Corte tomográfico do cálculo n° 1 limitado à superfície de corte polida do cálculo (corte 1) sem incluir a placa de apoio.

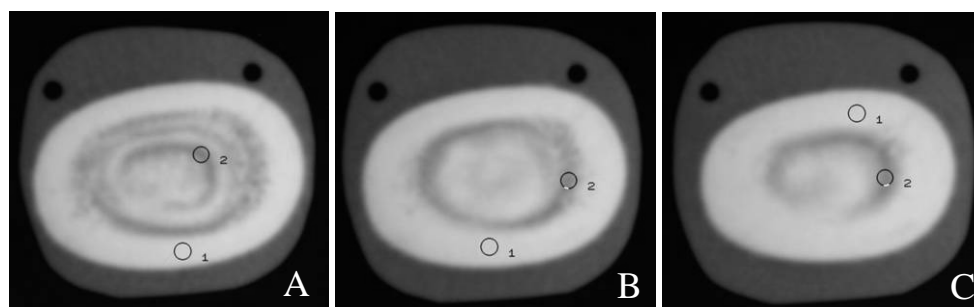
Para tanto, foi utilizado um parafuso de latão com ponta cônica e passo de 1 mm por revolução de  $360^0$  (localizado no centro da placa de apoio) (Figura 10). A primeira linha no planejamento do corte foi posicionada tangenciando a ponta desse parafuso (concêntrico a uma perfuração de 1,0 cm realizada no centro da placa de apoio). Sucessivas tomografias foram realizadas com avanço lento e progressivo desse parafuso central em direção ao cálculo até se obter uma sequência de dois cortes com o primeiro tangenciando a ponta do parafuso e o segundo expondo exclusivamente o cálculo sem incluir a placa de apoio (imagem exclusiva do cálculo sem a adição da imagem correspondente à perfuração de 1,0 cm na placa de apoio). A partir daí, a ponta do parafuso passou a servir como referência fixa para o posicionamento da primeira linha de corte em todos os outros “scouts” dos demais cálculos.

### **3.5 - ANÁLISE DAS IMAGENS OBTIDAS**

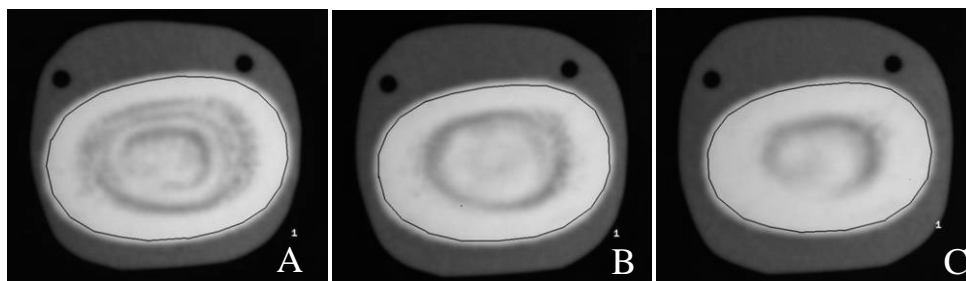
Os cortes foram visibilizados por diferentes janelas para osso, optando-se ao final por aquela que pareceu correlacionar melhor a imagem tomográfica com o aspecto da superfície de corte dos cálculos. Assim, optou-se pela janela com largura de 1.500 Ho e nível de 320 Ho. No corte 1 (limitado à superfície de corte polida do cálculo) foram localizadas manualmente as regiões de interesse de  $5,4 \text{ mm}^2$  correspondentes às máxima e mínima medidas de atenuação. Mantendo a posição dessas áreas de interesse fixas na imagem tomográfica, foi realizada a troca de corte (para os cortes 2 e 3). Assim, foram avaliadas as variações nas medidas de atenuação provocadas por uma mudança de 1 mm na posição da região de interesse (Figura 13). Depois, para os mesmos cortes (1, 2 e 3), foram localizadas manualmente as regiões de  $5,4 \text{ mm}^2$  correspondentes à máxima e mínima atenuação (Figura 14) bem como a medida de atenuação pelo contorno (Figura 15).



**Figura 13 - Região de interesse fixa.** Cálculo nº 1. A – corte 1, com área de máxima (1) e mínima (2) atenuação assinaladas (respectivamente 693,7 Ho e 360,9 Ho). B – corte 2, mantendo fixa a posição da área de interesse igual a do corte 1. Respectivamente 663,8 Ho e 577,3. C – corte 3, mantendo fixa a posição da área de interesse igual a do corte 1. Respectivamente 600,1 Ho e 520,4 Ho.



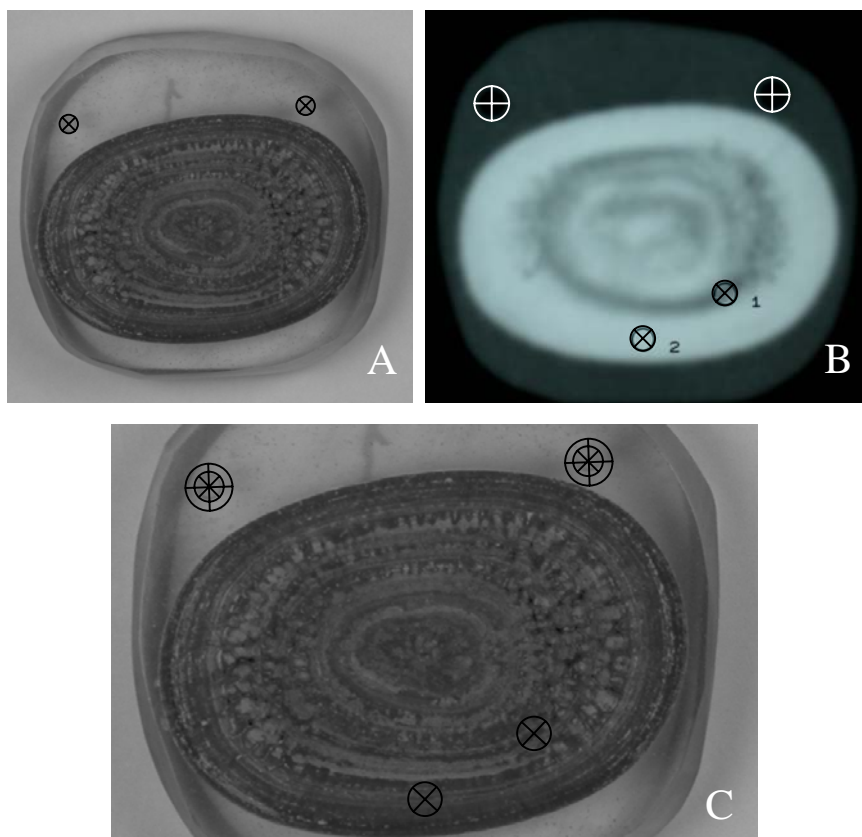
**Figura 14 - Regiões de máxima e mínima atenuação.** Cálculo nº 1. A - corte 1, com área de máxima (1) e mínima atenuação (2) (respectivamente 693,7 Ho e 360,9 Ho). B – corte 2, com área de máxima (1) e mínima (2) atenuação (respectivamente 679,7 Ho e 357,7 Ho). C – corte 3, com área de máxima (1) e mínima (2) atenuação (respectivamente 680,9 Ho e 348,8 Ho).



**Figura 15 - Região de interesse definida pelo contorno do cálculo. Cálculo nº 1. A, B e C - cortes 1, 2 e 3 com áreas de interesse definidas a partir do contorno do cálculo em cada corte. Medidas de atenuação respectivamente de 568,5 Ho, 582,6 Ho e 604,6 Ho.**

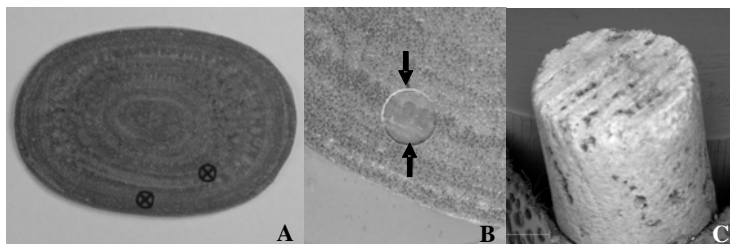
### **3.6 - ANÁLISE DO CÁLCULO NA REGIÃO CORRESPONDENTE À MEDIDA DE ATENUAÇÃO**

Com câmera digital montada em estativa de mesa, foram fotografadas separadamente a superfície de corte polida de cada cálculo e a imagem de seu correspondente corte tomográfico (corte 1). Para permitir uma correlação entre as duas imagens, a linha de visada da câmera digital foi posicionada de forma a resultar perfeitamente ortogonal à superfície do negatoscópio onde foram posicionadas tanto a amostra como o seu correspondente filme tomográfico. Utilizando o centro das perfurações na resina como referência e o “software” MS PowerPoint®, foram transferidas digitalmente as posições das medidas de atenuação da imagem tomográfica sobre a imagem da amostra polida, em escala, produzindo um gabarito (Figura 16).



**Figura 16 - Exemplo de construção do gabarito.** A- marcação do centro da perfuração na resina sobre a foto da amostra polida. B- marcação do centro da perfuração na resina e das posições de duas regiões de interesse na foto do corte tomográfico. C- transferência em escala das duas áreas correspondentes às medidas de atenuação sobre a imagem da amostra polida.

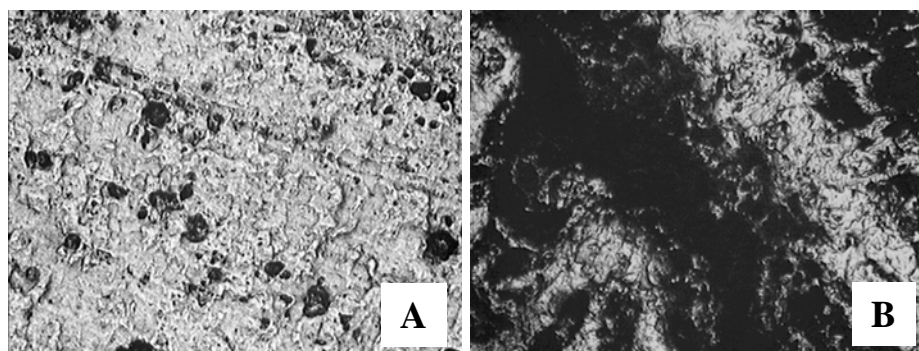
Este gabarito foi impresso no mesmo tamanho da amostra original fornecendo uma máscara de papel que foi recortada e perfurada (Figura 17).



**Figura 17 - Localização na amostra da região de interesse.** A- máscara de papel com tamanho idêntico ao da amostra original localizando as posições das medidas de atenuação. B-exposição da superfície polida da amostra correspondente à região da medida de atenuação. C- amostra extraída da região de interesse com broca ultrassônica cilíndrica com área interna de 5,4 mm<sup>2</sup>.

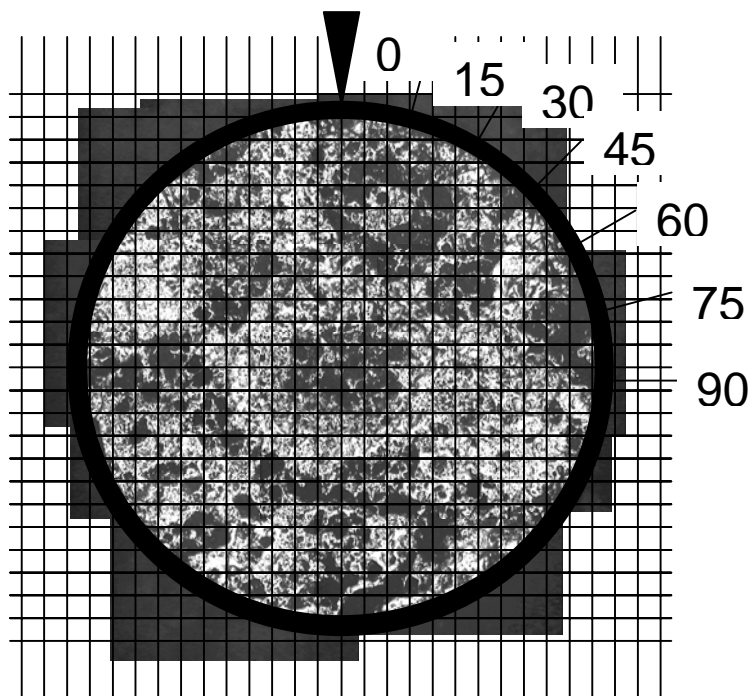
Essa máscara foi fixada sobre a superfície de corte da amostra polida com fita adesiva localizando com precisão as regiões (5,4 mm<sup>2</sup>) correspondentes às medidas de máxima e mínima atenuação (Figura 17). Para cada um dos nove cálculos e dentro dessas duas áreas (18 no total) foram realizados:

- estudo da morfologia em banco metalográfico (Neophot 32 Carl Zeiss®) com aumento de 25X (Figura 18).



**Figura 18 - Porosidade.** Cálculo nº 1. Microscopia ótica da superfície de corte do cálculo preparada metalograficamente (aumento de 25 X). A- superfície da região de interesse correspondente à medida de máxima atenuação. B- superfície da região de interesse correspondente à medida de mínima atenuação. Note-se a grande diferença na quantidade de poros entre as duas imagens (áreas escuras).

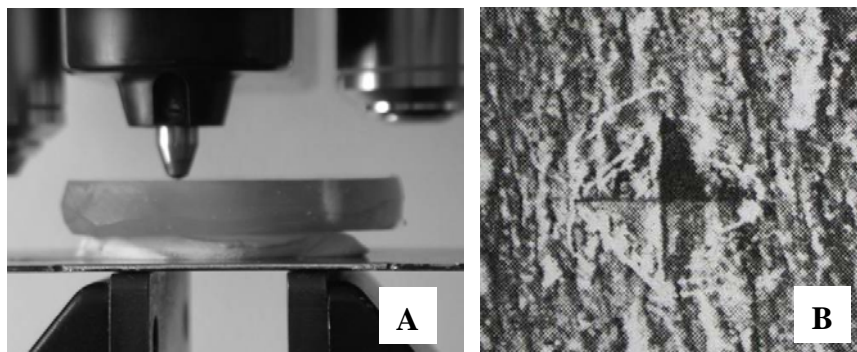
- estudo da porosidade através de estereologia para determinação da fração de volume de poros pelo método de Thomson (VOORT, 1984) ilustrado na Fig. 19.



**Figura 19 - Quantificação da porosidade.** Determinação da fração de volume de poros por estereologia (técnica de Thonsom). Grade com 383 pontos para contagem dentro da região de interesse de 5,4 mm<sup>2</sup>. Microscopia ótica (aumento de 25X).

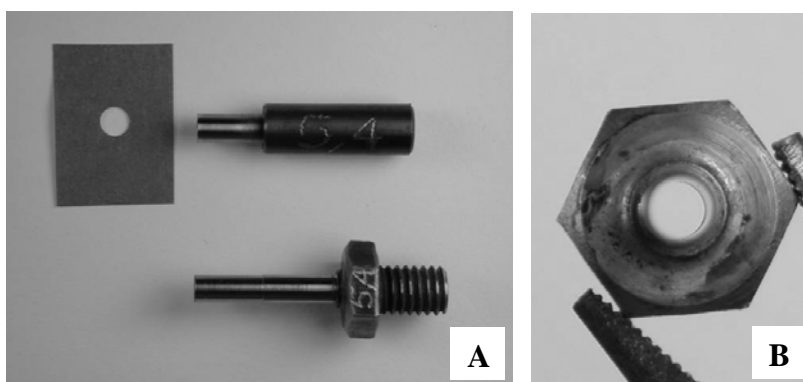
- estudo da dureza por microindentação Vickers com carga de 10 g e tempo de aplicação de carga de 15 s com microdurômetro marca Micromet 2100 Buehler® (Figura 20).



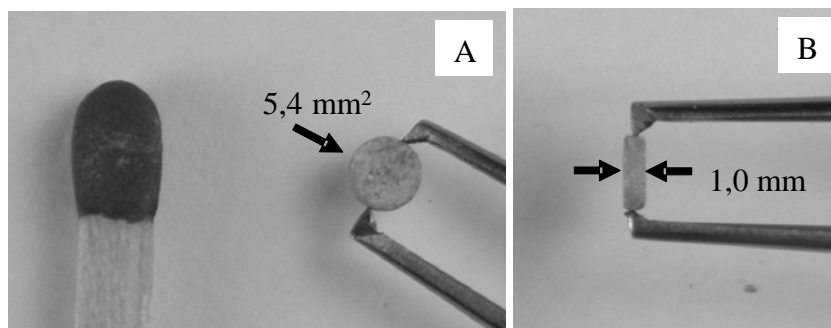


**Figura 20 - Microdureza Vickers.** A-teste de microdureza Vickers (carga de 10 gramas). B- microindentação com 18  $\mu\text{m}$  de diagonais. Microscopia ótica com aumento de 400X.

- extração das amostras do cálculo correspondentes às regiões de máxima e mínima atenuação com broca ultra-sônica cilíndrica com área interna de  $5,4 \text{ mm}^2$  (Figuras 17 e 21) e abrasivo BN marca Tetrabor<sup>®</sup>, sendo lavados a seguir em água e submetidos à secagem em temperatura ambiente. Cada uma das 18 amostras assim obtidas foi lixada até resultar num cilindro (de  $5,4 \text{ mm}^3$ ) correspondente a cada região de máxima e mínima atenuação do corte 1 (Figura 22).



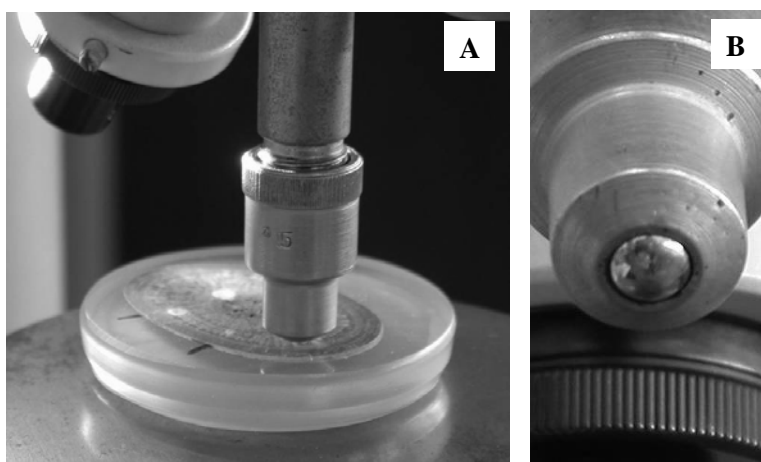
**Figura 21 - Broca ultra-sônica.** A-furador de papel padronizado com área de  $5,4 \text{ mm}^2$  e correspondente broca ultra-sônica. B-detalle do interior vazado da broca para extração da amostra com madril.



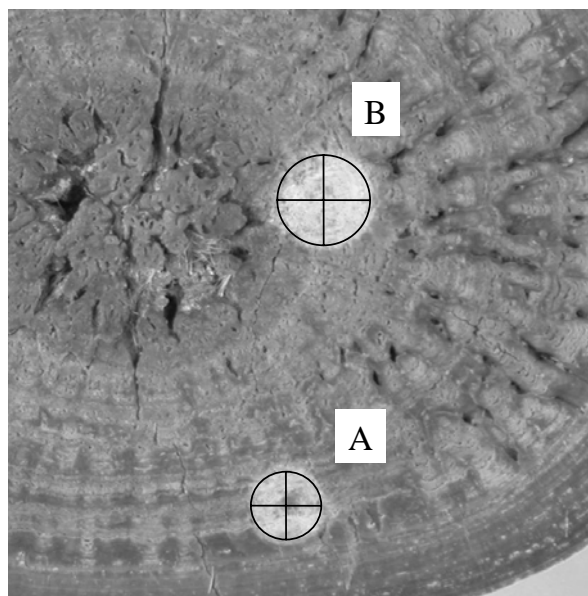
**Figura 22 - Amostra extraída.** Amostra cilíndrica de  $5,4 \text{ mm}^3$  correspondente à região de máxima atenuação do cálculo nº 1. A – Vista de topo da área de  $5,4 \text{ mm}^2$   
B – Vista de perfil do cilindro com 1 mm de espessura.

- determinação da densidade em picnômetro a gás hélio, da marca Micrometrics 1305<sup>®</sup>.
- determinação da composição cristalina dos cilindros de  $5,4 \text{ mm}^3$  através de difração de raios-X com difratômetro Philips PW 1710<sup>®</sup>.

Adicionalmente, um teste experimental foi realizado associando o método aqui utilizado à análise de dureza Brinell sobre duas regiões, uma de maior e outra de menor atenuação ( $5,4 \text{ mm}^2$ ) de uma amostra de cálculo puro de ácido úrico (Figuras 23 e 24).



**Figura 23 - Dureza Brinell.** A- teste de dureza Brinell (aplicação de carga de 60 Kgf). B- detalhe da ponta esférica de 5 mm de diâmetro do indentador.



**Figura 24 - Indentações do teste de dureza Brinell.** Amostra de cálculo puro de ácido úrico com porta de indentedor esférica de 5 mm de diâmetro e carga de 60 Kgf. (A) Indentação menor correspondente à medida de maior atenuação de 651,0 Ho e desvio padrão de 14,8 (região de menor porosidade). (B) - Indentação maior em área correspondente à medida de atenuação menor de 479,0 Ho e desvio padrão de 28,2 (região de maior porosidade).

### 3.7 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Adotou-se o nível de significância de 5% (0,050), para a aplicação de todos os testes estatísticos. O programa usado para a realização das análises estatísticas foi o SPSS (“Statistical Package for Social Sciences”), em sua versão 10.0. Aplicou-se o Teste t de Student para Dados Pareados, com o intuito de verificar possíveis diferenças entre as medidas de peso dos cálculos antes e depois de sua secagem a vácuo. Aplicou-se também o Teste t de Student para observar possíveis diferenças entre as medidas de atenuação feitas adotando-se como região de interesse: a região de máxima atenuação, o contorno e a região de mínima atenuação (com e sem o respectivo desvio-padrão). Aplicou-se também o Teste t de Student para dados pareados a fim de verificar possíveis diferenças entre os intervalos de medidas de atenuação construídos com os resultados obtidos a partir da região de máxima

atenuação, contorno e região de mínima atenuação. Aplicou-se ainda o Teste de Friedman para observar possíveis diferenças entre as medidas de atenuação da resina metalográfica e a Análise de Correlação de Pearson, para identificar possíveis relações entre os pares de variáveis de interesse: entre a variação de medida de atenuação e a variação da fração de volume de poros; entre a variação de medida de atenuação e a variação de densidade e, finalmente, entre a variação de medida de atenuação e a variação de microdureza Vickers.



## ***4 - RESULTADOS***

#### 4.1 - ANÁLISE MORFOLÓGICA E PESAGEM DOS CÁLCULOS

A análise macroscópica e em estereomicroscópio da superfície externa desses 9 cálculos evidenciou aspectos comuns a todos eles, caracteristicamente compactos, não soltando material ao serem manipulados, com superfície arredondada, lisa, de cor marrom-claro com algumas manchas amareladas e outras escuras, somente diferindo em relação a sua forma e tamanho. A observação macroscópica do corte da superfície polida dos cálculos evidenciou um mesmo padrão de crescimento, peculiar aos cálculos extraídos numa mesma cirurgia (Figura 7). Ficou evidente um padrão comum de deposição de diferentes camadas numa mesma sequência (espessura, cor, densidade). Os resultados da pesagem dos cálculos antes e depois de serem submetidos à secagem a frio em câmara a vácuo são apresentados no Apêndice 1. Não foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os pesos dos cálculos antes e depois da secagem ( $p = 0,521$ ).

#### 4.2 - RESINA METALOGRAFICA

As medidas de atenuação realizadas na metade do cálculo simplesmente cortada (Figura 3), antes e depois do embutimento na resina são apresentadas na Tab. 3.

**Tabela 3** - Medidas de atenuação de raios-X em unidades Hounsfield (ho) em um cálculo antes e depois do seu embutimento em resina

Região de interesse	1ª Tomografia Antes do embutimento	2ª Tomografia Depois do embutimento	Diferença entre a 1ª e 2ª medidas
Média (Ho)	493,0	479,5	- 13,5 (-2,7%)
Desvio-padrão	91,0	94,8	3,8 (4,2%)
Área (mm <sup>2</sup> )	399,5	399,5	-----

Foi verificada uma redução de 2,7% no valor da medida de atenuação após o embutimento do cálculo na resina. Os resultados de medida de atenuação da resina de embutimento de cada um dos 9 cálculos são apresentados no Apêndice 2. A média de atenuação para as 36 medidas realizadas correspondeu a 115,2 Ho com desvio-padrão de 4,4. Não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre as medidas de atenuação realizadas na resina de embutimento dos 9 cálculos.

#### 4.3 - MEDIDAS DE ATENUAÇÃO

As medidas de atenuação máxima nos nove cálculos (no corte 1) e as medidas de atenuação mantendo fixa nessa posição a região de interesse também nos cortes 2 e 3 são apresentadas na Tab. 4. Em todos os casos, uma mudança de posição da região de interesse

**Tabela 4** - Medidas de atenuação em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses). Região de interesse de 5,4 mm<sup>2</sup> localizada na região de **máxima** atenuação do corte 1 e mantida **fixa** nessa posição também nos cortes 2 e 3

Cálculo Corte	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	693,7 (10,1)	677,4 (8,9)	921,4 (33,0)	610,6 (20,3)	928,6 (35,7)	634,5 (12,3)	615,4 (15,8)	622,0 (7,9)	634,1 (4,0)
2	663,8 (18,2)	635,8 (36,2)	505,8 (15,1)	601,0 (8,7)	516,8 (8,8)	587,3 (50,8)	590,2 (28,1)	532,4 (69,3)	602,5 (18,2)
3	600,1 (88,3)	555,0 (87,3)	638,5 (8,8)	669,8 (8,8)	543,1 (10,8)	380,7 (129,8)	420,4 (54,3)	342,5 (129,1)	452,2 (48,2)
Varição entre os cortes 1 e 2 (%)	- 4,3	- 6,1	- 45,1	- 1,6	- 44,3	- 7,4	- 4,1	- 14,4	- 5,2
Varição entre os cortes 2 e 3 (%)	- 9,6	- 12,7	+ 26,2	+ 11,4	+ 5,1	- 35,2	- 31,7	- 35,7	- 28,7

de apenas 1 mm (pela mudança de corte) provocou uma alteração no valor das medidas de atenuação (Figura 13). Essa alteração foi maior para o cálculo número 3 entre os cortes 1 e 2 (- 45,1%). As medidas de atenuação mínima do corte 1 e mantida fixa nessa posição também nos cortes 2 e 3 são apresentadas na Tab. 5. A mudança de posição de apenas 1 mm na posição da região de interesse provocou em alguns casos aumento, e em outros diminuição na medida de atenuação (Figura 13). A maior variação foi registrada no cálculo número 6 entre os cortes 1 e 2 (+ 108,2%).

**Tabela 5** - Medidas de atenuação em Unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses). Região de interesse de 5,4 mm<sup>2</sup> localizada na região de **mínima** atenuação do corte 1 e mantida **fixa** nessa posição também nos cortes 2 e 3.

Cálculo Corte	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	360,9 (43,1)	327,9 (46,2)	415,7 (16,8)	441,0 (22,6)	384,1 (11,4)	273,0 (38,6)	540,1 (51,0)	384,9 (21,7)	563,8 (8,4)
2	577,3 (20,3)	532,9 (29,3)	471,1 (48,5)	551,3 (19,9)	408,4 (28,4)	568,5 (26,7)	535,2 (54,3)	640,0 (3,6)	520,4 (63,2)
3	520,4 (49,1)	473,6 (35,5)	372,5 (20,6)	553,6 (98,2)	567,1 (36,7)	646,1 (3,9)	582,4 (45,0)	627,1 (2,6)	560,6 (52,4)
Variação entre os cortes 1 e 2 (%)	+ 60,0	+ 62,5	+ 13,3	+ 25,0	+ 6,3	+ 108,2	- 0,9	+ 66,3	- 7,7
Variação entre os cortes 2 e 3 (%)	- 9,9	- 11,1	- 20,9	+ 0,4	+ 38,9	+ 13,6	+ 16,0	- 2,0	+ 2,7

As medidas de atenuação máxima e respectivo desvio-padrão, localizadas manualmente em cada um dos três cortes sequenciais (cortes 1, 2 e 3) para cada cálculo, são apresentados na Tab. 6. Os valores de desvio-padrão são caracteristicamente baixos (sendo 85,2% deles inferiores a 15,0) (Figura 14). A maior medida de atenuação foi verificada na região central do cálculo número 5 (928,6 Ho) e com desvio-padrão maior



(35,7). De maneira semelhante, o cálculo número 3 apresentou uma medida de atenuação máxima de 921,4 Ho com desvio-padrão de 33,0 em sua região central. As medidas de atenuação pelo contorno do cálculo com seus respectivos desvios-padrão em cortes sequenciais (cortes 1, 2 e 3) são apresentadas na Tab. 7. Nesse caso, os resultados de medida de atenuação dos diferentes

**Tabela 6** - Medidas de atenuação **máxima** em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses) localizadas manualmente nos cortes 1, 2 3 de cada cálculo através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Região de interesse de formato circular de 5,4 mm<sup>2</sup> Espessura de corte de 1 mm

Cálculo Corte	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	693,7 (10,1)	677,4 (8,9)	921,4 (33,0)	610,6 (20,3)	928,6 (35,7)	634,5 (12,3)	615,4 (15,8)	622,0 (7,9)	634,1 (4,0)
2	679,7 (7,3)	692,5 (9,6)	671,8 (14,2)	612,6 (8,1)	630,7 (20,0)	649,6 (6,5)	632,8 (12,3)	643,3 (2,7)	647,7 (8,2)
3	680,9 (8,8)	691,2 (5,3)	665,7 (6,1)	691,6 (7,6)	670,9 (13,7)	649,2 (3,6)	644,2 (7,8)	631,4 (8,7)	638,6 (10,4)
Varição entre os cortes 1 e 2 (%)	- 2,0	+ 2,2	- 27,1	+ 0,3	- 32,1	+ 2,4	+ 2,8	+ 3,4	+ 2,1
Varição entre os cortes 2 e 3 (%)	+ 0,2	- 0,2	- 0,9	+ 12,9	+ 6,4	- 0,1	+ 1,8	- 1,8	- 1,4

cálculos são bastante semelhantes entre si, e semelhantes também entre os diferentes cortes dentro de um mesmo cálculo (Figura 15). Porém, os valores dos desvios-padrão são caracteristicamente os mais elevados (85,2% destes com valores superiores a 45,0).

**Tabela 7** - Medidas de atenuação pelo **contorno** em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses) localizadas manualmente nos cortes 1, 2 e 3 de cada cálculo através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Região de interesse de formato circular de 5,4 mm<sup>2</sup> Espessura de corte de 1 mm

Cálculo Corte	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	568,5 (92,6)	539,2 (109,5)	580,2 (121,3)	522,4 (53,9)	551,0 (136,4)	494,2 (109,3)	521,6 (95,0)	525,7 (75,4)	565,2 (67,1)
2	582,6 (89,4)	572,8 (104,7)	553,3 (54,1)	605,0 (31,5)	542,1 (56,6)	592,6 (47,8)	555,1 (74,0)	597,5 (51,6)	596,4 (69,0)
3	604,6 (85,6)	615,5 (84,1)	608,5 (41,9)	655,9 (43,0)	599,0 (44,3)	612,6 (46,4)	567,0 (51,5)	586,5 (51,5)	582,1 (63,2)
Varição entre os cortes 1 e 2 (%)	+ 2,5	+ 6,2	- 4,6	+ 15,8	- 1,6	+ 19,9	+ 6,4	+ 13,7	+ 5,5
Varição entre os cortes 2 e 3 (%)	+ 3,8	+ 6,9	+ 10,0	+ 8,4	+ 10,5	+ 3,4	+ 2,1	- 1,8	- 2,4

As medidas de atenuação mínima com seus respectivos desvios-padrão localizados manualmente em cada um dos três cortes sequenciais (cortes 1, 2 e 3) para cada cálculo, são apresentados na Tab. 8. Os resultados de medida pela região de mínima atenuação demonstraram uma maior variabilidade quando comparados às medidas das regiões de máxima atenuação e contorno (Figura 14). Nesse caso, os desvios-padrão apresentaram valores intermediários quando comparados aos anteriormente citados (74,1% dos desvios-padrão registraram valores entre 15,0 e 45,0).

**Tabela 8** - Medidas de atenuação **mínima** em unidades Hounsfield (Ho) e seus respectivos desvios-padrão (entre parênteses) localizadas manualmente nos cortes 1,2 e 3 de cada cálculo através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Região de interesse de formato circular de 5,4 mm<sup>2</sup> Espessura de corte de 1 mm.

Cálculo	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Corte									
1	360,9 (43,1)	327,9 (46,2)	415,7 (116,8)	441,0 (22,6)	384,1 (11,4)	273,0 (38,6)	540,1 (51,0)	384,9 (21,7)	563,8 (8,4)
2	357,7 (36,8)	342,9 (23,2)	428,6 (17,3)	518,1 (20,8)	391,7 (12,6)	463,9 (11,8)	522,4 (48,4)	538,9 (31,1)	542,6 (12,4)
3	348,8 (30,6)	361,4 (34,1)	505,5 (21,8)	658,9 (11,3)	528,9 (14,1)	450,5 (40,2)	545,2 (33,0)	542,2 (55,7)	532,8 (20,3)
Varição entre os cortes 1 e 2 (%)	. 0,9	+ 4,7	+ 3,1	+ 17,5	+ 2,0	+ 69,9	- 3,3	+ 40,0	- 3,8
Varição entre os cortes 2 e 3 (%)	- 2,5	+ 5,2	+ 17,9	+ 27,2	+ 35,0	- 2,9	+ 4,4	+ 0,6	- 1,8

As medidas de atenuação máxima correspondentes a um “pixel” dentro da própria região de atenuação máxima de 5,4 mm<sup>2</sup> (no corte 1) para cada cálculo, são apresentados na Tab. 9. Esses valores são produto da seleção manual do “pixel” correspondente à maior medida de atenuação dentro da região de máxima atenuação (5,4 mm<sup>2</sup>).

**Tabela 9** - Medida de atenuação máxima em unidades Hounsfield (Ho) em **um pixel** (corte 1) localizada manualmente dentro da área de 5,4 mm<sup>2</sup> através da janela de 1500 Ho de largura e 320 Ho de nível. Espessura de corte de 1 mm

Cálculo	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Corte 1									
5,4 mm <sup>2</sup>	693,7 (10,1)	677,4 (8,9)	921,4 (33,0)	610,6 (20,3)	928,6 (35,7)	634,5 (12,3)	615,4 (15,8)	622,0 (7,9)	634,1 (4,0)
PIXEL (0,49 mm <sup>2</sup> )	700,4	692,0	966,0	643,8	985,6	650,6	632,0	629,2	639,6

#### 4.4 - CORRELAÇÃO ENTRE MEDIDAS DE ATENUAÇÃO E OUTRAS CARACTERÍSTICAS DA REGIÃO DE INTERESSE (FRAÇÃO DE VOLUME DE POROS, DENSIDADE E MICRODUREZA VICKERS)

As variações nas medidas entre as regiões de máxima e mínima atenuação comparativamente à variação na fração de volume de poros são apresentadas na Tab. 10. Para todos os cálculos (no corte 1), a redução de medida entre as regiões de máxima e mínima atenuação foi acompanhada de aumento na fração de volume de poros. Porém, não verificou-se uma correlação estatisticamente significativa ( $p = 0,114$ ) entre esse par de variáveis. Os resultados de determinação da fração de volume de poros dentro de cada uma das 18 regiões de interesse de  $5,4 \text{ mm}^2$  são apresentados o Apêndice 3. A fração de volume de poros para todas as regiões estudadas foi determinada com acurácia relativa inferior a 10% (atendendo às normas de aplicação desse método).

As variações de densidade comparativamente às variações de medida de atenuação entre as regiões de máxima e mínima atenuação são apresentadas na Tab. 11.

**Tabela 10** - Comparativo entre as variações de medida d atenuação e fração de volume de poros entre as regiões de máxima e mínima atenuação de  $5,4 \text{ mm}^2$ .

CÁLCULO	ATENUAÇÃO (DESVIO-PADRÃO)			FRAÇÃO DE VOLUME DOS POROS		
	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO (Ho)	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO (Ho)	VARIAÇÃO ENTRE A REGIÃO DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO (%)	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)	DIFERENÇA ENTRE A REGIÃO DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)
1	693,7 (10,1)	360,9 (43,1)	- 48,0	9	44	+ 35
2	677,4 (8,9)	327,9 (46,2)	- 51,6	19	37	+ 18
3	921,4 (33,0)	415,7 (16,8)	- 54,9	18	39	+ 21
4	610,6 (20,3)	441,0 (22,6)	- 27,8	17	42	+ 25
5	928,6 (35,7)	384,1 (11,4)	- 58,6	25	40	+ 15
6	634,5 (12,3)	273,0 (38,6)	- 57,0	32	50	+ 18
7	615,4 (15,8)	540,1 (51,0)	- 12,2	5	6	+ 1
8	622,0 (7,9)	348,9 (21,7)	- 43,9	16	33	+ 17
9	634,1 (4,0)	563,8 (8,4)	- 11,1	17	24	+ 7

**Tabela 11** - Comparativo entre as variações de medida de atenuação e densidade entre as regiões de máxima e mínima atenuação de 5,4 mm<sup>2</sup>

CÁLCULO	ATENUAÇÃO (DESVIO-PADRÃO)			DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )		
	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO (Ho)	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO (Ho)	VARIAÇÃO ENTRE A REGIÃO DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	VARIAÇÃO ENTRE A REGIÃO DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)
1	693,7 (10,1)	360,9 (43,1)	- 48,0	0,1361	0,1134	- 16,7
2	677,4 (8,9)	327,9 (46,2)	- 51,6	0,1668	0,0903	- 45,9
3	921,4 (33,0)	415,7 (16,8)	- 54,9	0,1835	0,1103	- 55,2
4	610,6 (20,3)	441,0 (22,6)	- 27,8	0,1123	0,0807	- 28,2
5	928,6 (35,7)	384,1 (11,4)	- 58,6	0,1073	0,0721	- 32,8
6	634,5 (12,3)	273,0 (38,6)	- 57,0	0,1345	0,0945	- 29,7
7	615,4 (15,8)	540,1 (51,0)	- 12,2	0,1118	0,1015	- 9,2
8	622,0 (7,9)	348,9 (21,7)	- 43,9	0,1793	0,1086	- 39,3
9	634,1 (4,0)	563,8 (8,4)	- 11,1	0,1790	0,1691	- 5,7

Para todos os cálculos (no corte 1), a cada redução de medida entre as regiões de máxima e mínima atenuação correspondeu uma diminuição na medida de densidade. Verificou-se uma correlação significativa do ponto de vista estatístico entre esse par de variáveis ( $p = 0,016$ ).

As variações nas medidas entre as regiões de máxima e mínima atenuação (no corte 1) comparativamente às variações na medida de microdureza Vickers são apresentadas na Tabela 12. As reduções nas medidas entre as regiões de máxima e mínima atenuação foram acompanhadas tanto de aumentos quanto de reduções na microdureza dependendo do cálculo analisado. Não se notou uma correlação estatisticamente significativa entre esse par de variáveis ( $p = 0,199$ ).

Os resultados das 360 medidas de diagonais e 180 resultados de microdureza Vickers (10 para cada uma das 18 regiões de 5,4 mm<sup>2</sup> estudadas) bem como as respectivas médias e desvios-padrão são apresentados no Apêndice 4.

**Tabela 12** - Comparativo entre as variações de medida de atenuação e microdureza Vickers entre as regiões de máxima e mínima atenuação de 5,4 mm<sup>2</sup>

CÁLCULO	ATENUAÇÃO (DESVIO-PADRÃO)			MICRODUREZA VICKERS (Kgf/cm <sup>2</sup> )		
	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO (Ho)	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO (Ho)	VARIAÇÃO ENTRE A REGIÃO DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	VARIAÇÃO ENTRE A REGIÃO DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO (%)
1	693,7 (10,1)	360,9 (43,1)	- 48,0	58,5	59,4	+ 1,5
2	677,4 (8,9)	327,9 (46,2)	- 51,6	36,6	58,5	+ 59,8
3	921,4 (33,0)	415,7 (16,8)	- 54,9	49,5	64,8	+ 30,9
4	610,6 (20,3)	441,0 (22,6)	- 27,8	46,8	46,1	- 1,5
5	928,6 (35,7)	384,1 (11,4)	- 58,6	52,7	48,9	- 7,2
6	634,5 (12,3)	273,0 (38,6)	- 57,0	54,0	55,1	+ 2,0
7	615,4 (15,8)	540,1 (51,0)	- 12,2	69,0	71,3	+ 3,3
8	622,0 (7,9)	348,9 (21,7)	- 43,9	49,7	66,9	+ 34,6
9	634,1 (4,0)	563,8 (8,4)	- 11,1	64,9	47,1	- 27,4

#### 4.5 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS REGIÕES CORRESPONDENTES ÀS MEDIDAS DE ATENUAÇÃO MÁXIMA E MÍNIMA

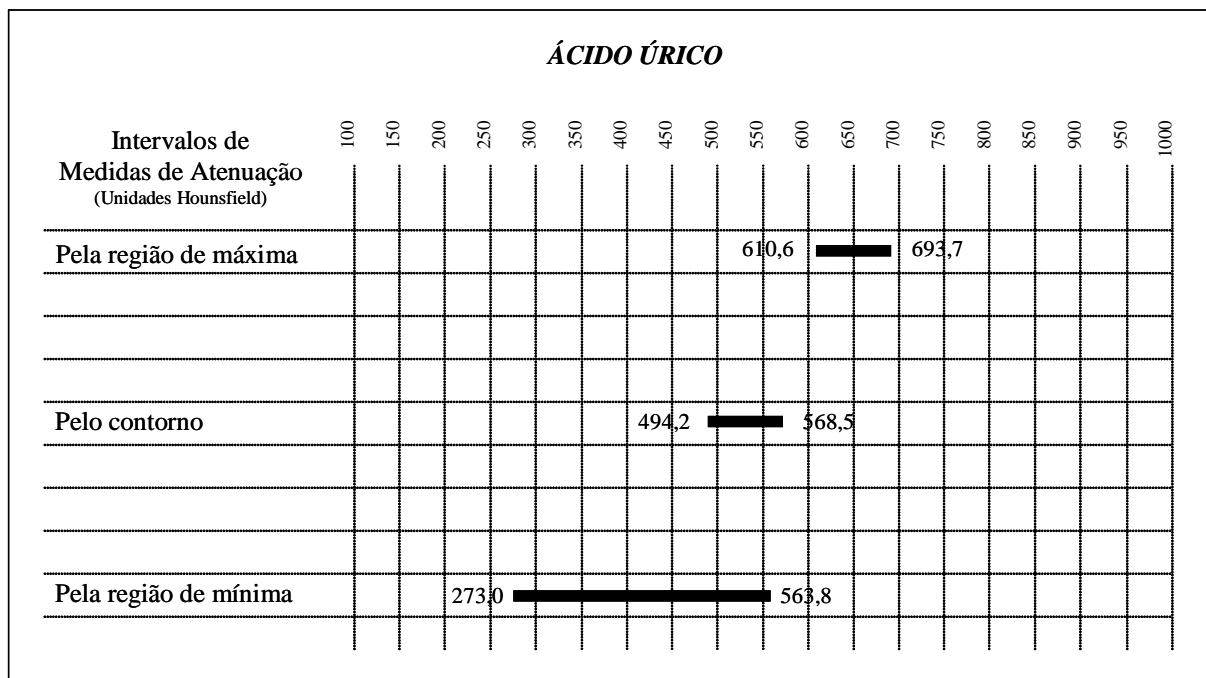
A composição química da região correspondente a cada medida de atenuação máxima e mínima (no corte 1) determinada por difração de raios-X é apresentada na Tab. 13. Somente as regiões correspondentes às medidas de máxima atenuação nos cálculos números 3 e 5 apresentaram composição mista (ácido úrico e oxalato de cálcio monohidratado). Todas as outras 16 amostras demonstraram ser constituídas exclusivamente por ácido úrico.

**Tabela 13** - Composição cristalina das regiões correspondentes às medidas de máxima e mínima atenuação (5,4 mm<sup>3</sup>) determinada por método de difração de raios-X (técnica do pó)

CÁLCULO	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO	REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO
1	Ácido úrico	Ácido úrico
2	Ácido úrico	Ácido úrico
3	Ácido úrico e Oxalato de Ca <sup>++</sup> monohidratado	Ácido úrico
4	Ácido úrico	Ácido úrico
5	Ácido úrico e Oxalato de Ca <sup>++</sup> monohidratado	Ácido úrico
6	Ácido úrico	Ácido úrico
7	Ácido úrico	Ácido úrico
8	Ácido úrico	Ácido úrico
9	Ácido úrico	Ácido úrico

#### 4.6 - COMPARAÇÃO ENTRE OS DIFERENTES CRITÉRIOS DE REALIZAÇÃO DE MEDIDAS DE ATENUAÇÃO

Os intervalos de medidas (no corte 1) correspondentes às regiões de máxima atenuação, contorno e mínima atenuação sem os desvios-padrão (somente para os cálculos 1, 2, 4, 6, 7, 8 e 9) são apresentados na Fig. 25.



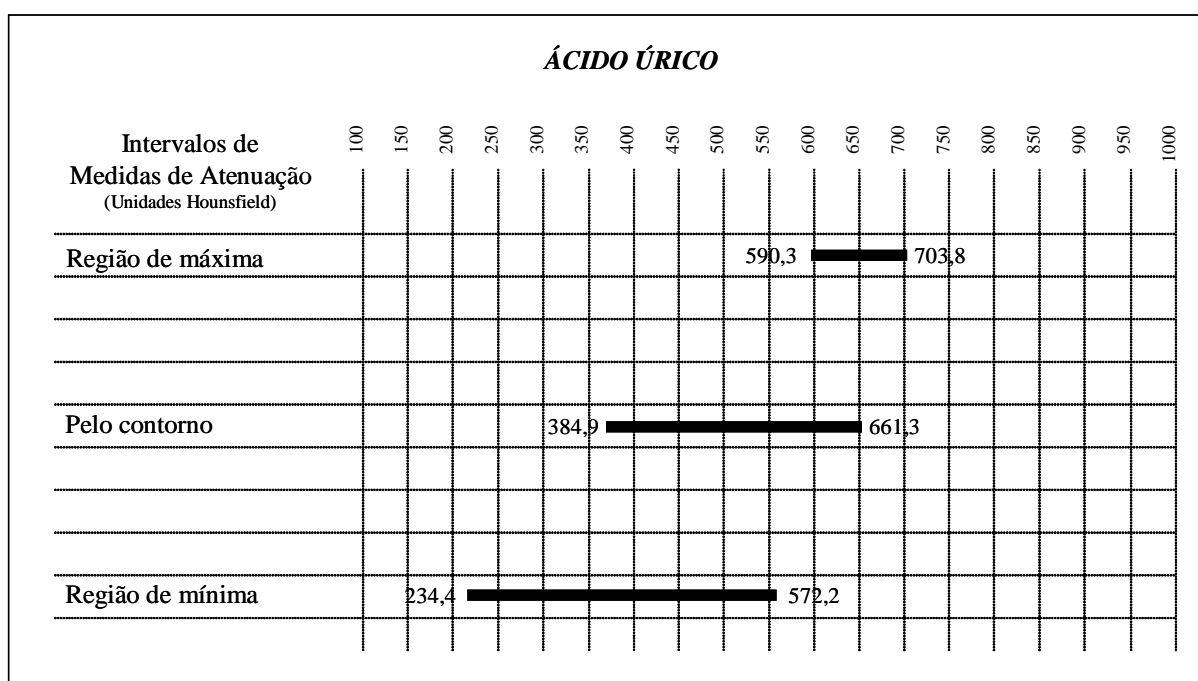
**Figura 25 - Comparativo entre os intervalos de medida de atenuação obtidos (sem o desvio-padrão) no presente estudo (corte 1) para amostras de ácido úrico (cálculos 1, 2, 4, 6, 7, 8 e 9). Três diferentes critérios de adoção da região de interesse: selecionando a região de máxima atenuação (5,4 mm<sup>2</sup>), selecionando a região pelo contorno (excluindo 1 mm de borda) e selecionando a região de mínima atenuação (5,4 mm<sup>2</sup>)**

Foi detectado que o intervalo correspondente à medida pela região de máxima atenuação foi o mais deslocado à direita. Verificou-se uma diferença estatisticamente significativa entre os critérios de medida pela região de máxima e região de mínima atenuação ( $p=0,003$ ).

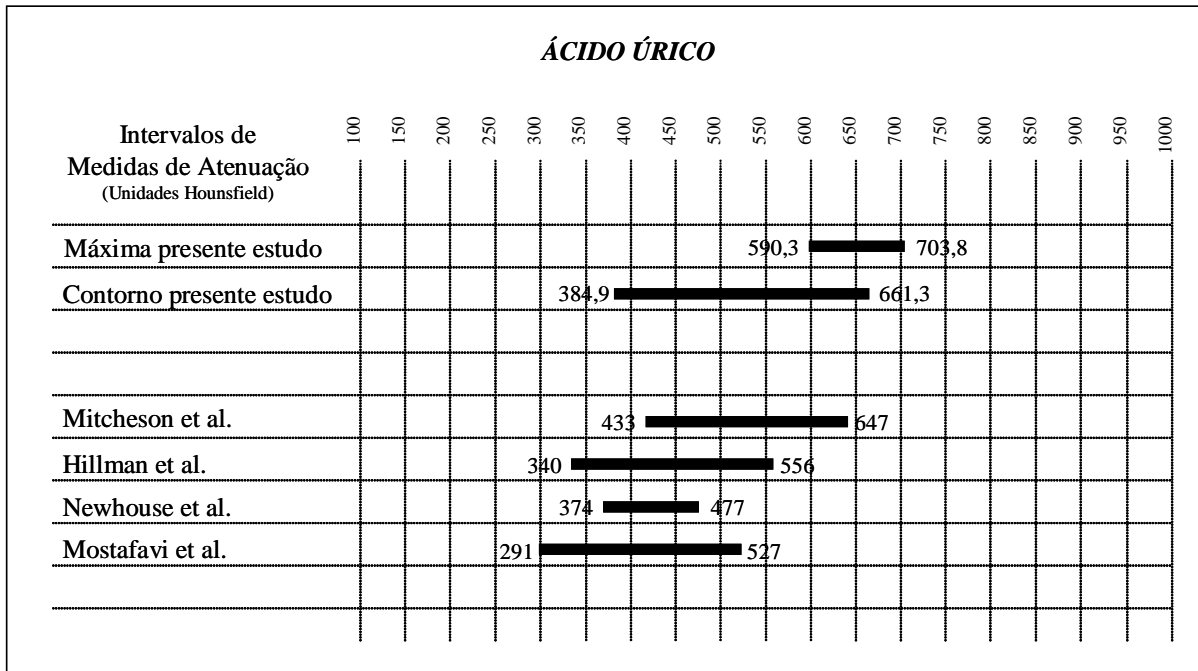


Incluindo nesses intervalos os valores de desvio-padrão (Figura 26), observou-se mais uma vez que o intervalo correspondente à medida pela região de máxima atenuação foi o mais deslocado à direita, passando também a ser dentre os três intervalos, aquele mais estreito. Novamente, examinou-se uma diferença estatisticamente significativa entre os critérios de medida pela região de máxima e região de mínima atenuação ( $p=0,003$ ). Os intervalos de medida (para os cálculos 1, 2, 4, 6, 7, 8, 9) aqui são comparados com os intervalos de medidas para cálculos de ácido úrico obtidos por trabalhos anteriores (Figura 27).

O intervalo de medidas deste estudo pelo contorno é semelhante ao dos outros trabalhos. O intervalo de medidas feito a partir da localização de regiões de máxima atenuação é o mais deslocado à direita e o mais estreito.



**Figura 26 - Comparativo entre os intervalos de medida de atenuação obtidos (incluindo o desvio-padrão) no presente estudo (corte 1) para amostras de ácido úrico (cálculos 1, 2, 4, 6, 7, 8 e 9). Três diferentes critérios de adoção da região de interesse: selecionando a região de máxima atenuação (5,4 mm²), selecionando a região pelo contorno (excluindo 1 mm de borda) e selecionando a região de mínima atenuação (5,4 mm²)**



**Figura 27 - Comparativo entre os intervalos de medida de atenuação obtidos (incluído o desvio padrão) no presente estudo e os resultados obtidos por trabalhos anteriores para cálculos de ácido úrico**

#### **4.7 - EXAMES LABORATORIAIS DO PACIENTE**

Os exames laboratoriais pré-operatórios do paciente para a realização da terceira cirurgia (extração dos cálculos números 6, 7, 8 e 9) são apresentadas no Apêndice 5.



## ***5 - DISCUSSÃO***

## 5.1 - CRITÉRIO DE INCLUSÃO DOS CÁLCULOS NA AMOSTRA

Os cálculos urinários, devido à presença de porosidade, podem absorver contraste, mesmo através de uma exposição temporária ao mesmo, como ocorre durante a TC, Urografia Excretora, Pielografia ou Uretrocistografia Miccional Retrógrada (FEDERLE et al., 1981). Alguns autores, imergindo cálculos em contraste iodado por apenas 1 minuto e depois submetendo os mesmos à lavagem com água verificaram um aumento médio na medida de atenuação desses cálculos de 585 até 850 Ho. No entanto, não se sabe por quanto tempo esse efeito perduraria *in vivo*. Uma forma indireta de determinar se a porosidade está presente é submeter o cálculo à secagem evidenciando ou não uma perda de peso (perda de água) provocada por esse processo. Realizou-se a secagem da amostra de cálculos a frio em câmara de vácuo para evitar reações de transformação na composição dos mesmos. O tempo de secagem de 24 horas e o valor de pressão negativa de  $10^{-2}$  torr foram estabelecidos em estudo preliminar. Nessas condições, não foram registradas perdas adicionais de massa além das primeiras 24 horas de secagem. Foram verificadas perdas de massa por secagem somente para os cálculos nº 1 (-2,007%), nº 3 (- 3,104%) e nº 6 (- 4,225%), porém essas diferenças não foram estatisticamente significantes. Como o paciente negou categoricamente que tivesse sido submetido a qualquer exame com emprego de contraste, os cálculos números 3 e 6 foram mantidos na amostra.

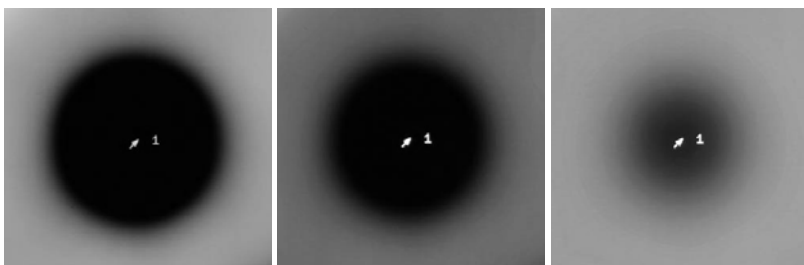
## 5.2 - INFLUÊNCIA DA RESINA METALOGRAFICA SOBRE AS MEDIDAS DE ATENUAÇÃO

A preocupação com a precisão desse novo método levou a investigar se a interferência de elementos circundantes do cálculo sobre as medidas de atenuação *in vitro* já teria sido objeto de estudo de outros autores. Nos trabalhos anteriormente publicados constatou-se que as medidas de atenuação *in vitro* foram realizadas em cálculos circundados por água (atenuação nula) ou ar ambiente (atenuação de - 1000 Ho). A água foi acondicionada dentro de recipientes de plástico ou acrílico. Não há nos trabalhos publicados qualquer referência a eventuais interferências causadas pela água ou seus recipientes sobre as medidas de atenuação ( HILLMAN et al., 1984; MITCHESON et al.,

1983; NEWHOUSE et al., 1984). A resina de embutimento aqui utilizada apresentou uma atenuação média de 115,2 Ho com desvio-padrão de 4,4. Uma avaliação rigorosa do efeito dessa resina sobre as medidas de atenuação obrigaria a realizar duas tomografias distintas (uma antes e outra depois do embutimento do cálculo na resina). Uma primeira dificuldade técnica seria a de localizar na segunda tomografia a mesma região adotada para a realização da medida de atenuação durante a primeira tomografia. Outra dificuldade seria decorrente de não se poder submeter a amostra já embutida ao processo de lixamento com risco de descaracterizar a região utilizada durante a primeira medida de atenuação. A superfície da resina contígua ao plano de corte do cálculo não resulta perfeitamente lisa após a secagem. Sua rugosidade característica não permitiria a perfeita coaptação da superfície de corte do cálculo à superfície de apoio da placa de madeira MDF, criando eventualmente um distanciamento entre essas duas superfícies que terminaria preenchido por ar. Nessas condições haveria o risco de inclusão desse ar na medida de atenuação do cálculo, causando uma redução no valor dessa medida. Pelo exposto, compreende-se a dificuldade prática em se avaliar de forma ideal o efeito da resina sobre a medida de atenuação. Apesar de todas as dificuldades previstas, realizou-se um teste para verificar se essas variações de atenuação de fato ocorreriam (Tabela 3). Como resultado, registrou-se uma redução na medida de atenuação de 2,7% após o embutimento na resina, dentro de uma região limitada à superfície de corte e previamente demarcada no próprio cálculo por duas perfurações com broca (Figura 3). Considerando o método no seu conjunto (alinhamento manual das amostras no "gantry" através de aparato simples construído com placas de aglomerado de madeira e partes de plástico e latão) entende-se que se alcançou um nível bastante satisfatório de precisão. Se considerar-se que os elementos constituintes das resinas e plásticos (na maioria carbono, hidrogênio e oxigênio) têm baixo coeficiente de atenuação linear de raios-X, isso permitiria supor que provavelmente a alteração de 2,7% seria devida em sua maior parte a erros de localização da mesma região de interesse entre duas tomografias. Por outro lado, como visou-se no presente trabalho especialmente à comparação entre as regiões de máxima e mínima atenuação dentro de um mesmo corte tomográfico (numa mesma tomografia), parece razoável imaginar que qualquer interferência desse tipo, caso ocorra, deva afetar igualmente essas duas medidas de atenuação, não comprometendo a comparação entre elas.

### 5.3 - CUIDADOS COM A REPRODUTIBILIDADE DO MÉTODO

A reprodutibilidade de um método vincula-se basicamente ao aspecto da precisão. Daí o preparo das superfícies de corte dos cálculos através de uma esmerada técnica metalográfica (Figuras 2, 4, 5 e 7) e todos os cuidados com o perfeito alinhamento das amostras no “gantry” (Figuras 8-11) e com a cuidadosa localização das regiões correspondentes à cada medida de atenuação no cálculo através do uso de um gabarito (Figura 16) (sem o que não seria possível estabelecer de forma confiável qualquer tipo de correlação). A presente amostra, constituída essencialmente por cálculos frágeis de ácido úrico, foi preparada sem maiores dificuldades, sendo realizado o seu corte, lixamento e polimento, com preservação e exposição integral de toda a sua delicada e complexa estrutura interna (Figura 7). O corte dos cálculos foi realizado num plano contendo aproximadamente os seus dois maiores eixos. Esse critério foi adotado por fornecer uma área maior para análise e incluir todas as diferentes camadas com suas maiores espessuras. O embutimento da amostra em resina metalográfica provou ter muitas utilidades como a de proteger eficientemente o cálculo durante todo o processo de lixamento, polimento e análise por diferentes técnicas. A face plana da resina (oposta e paralela à superfície de corte) simplificou o processo fotográfico para montagem do gabarito (Figura 17), serviu de base rígida de apoio durante a realização dos ensaios de microdureza e durante a extração das amostras do cálculo por broca ultra-sônica (Figuras 17, 19-24). No entanto, a contribuição mais importante da resina foi a de fornecer referências fixas para a montagem do gabarito (Figura 6). A construção do gabarito exigia o emprego de uma escala. Para obter-se essa escala seria necessário definir uma reta traçada sobre dois pontos fixos de referência vinculados à amostra do cálculo. Verificar-se que a localização do centro de uma perfuração na resina não se modificava na imagem tomográfica em função da janela utilizada (Figura 28).



**Figura 28 - Referência fixa vinculada à amostra do cálculo** . Posição do centro da perfuração da resina na imagem tomográfica (seta) não se modifica em função da janela de visualização empregada (ponto de referência fixo vinculado à amostra do cálculo). A - Janela com largura de 470 Ho e nível de 40 Ho. B - Janela com largura de 1500 Ho e nível de 320 Ho. C - Janela com largura de 4500 Ho e nível de 500 Ho.

Assim, as perfurações na resina se transformaram na solução ideal para a montagem do gabarito, garantindo ainda a livre escolha do melhor tipo de janela para a visualização dos cálculos conforme a sua composição sem interferir no processo de localização no cálculo da região correspondente a cada medida de atenuação. Além disso, as perfurações localizadas fora do corpo do cálculo (na resina) em nada interferiram na sua análise e caracterização. A resina também permitiu ser cortada muito próxima ao contorno do cálculo resultando numa moldura delgada desse material (2 a 5 mm), minimizando dessa forma qualquer possível interferência dela sobre as medidas de atenuação (Figura 7). O elaborado processo de alinhamento das amostras de cálculo ao plano de corte tomográfico no “gantry” consumiu em média 60 minutos. Sucessivos ajustes foram necessários até se obter o alinhamento final desejado (Figuras 8-11). Esse tempo relativamente longo de ajuste foi compensado pela possibilidade de, uma vez obtido o alinhamento, realizar todas as tomografias dos 9 cálculos (uma após a outra) sem a necessidade de novos ajustes. A escolha da janela para visualização dos cálculos foi feita testando várias combinações de largura e nível. Optou-se pela janela com largura de 1500 Ho e nível de 320 Ho por proporcionar a imagem que aparentemente guardava melhor correlação com o correspondente aspecto da superfície polida do cálculo (Figura 16). A localização das regiões de máxima e mínima atenuação se mostrou muito simples e prática. A partir do

corte tomográfico limitado à superfície polida da amostra (corte 1) e através da visibilização das diferentes regiões de atenuação do cálculo pela janela de osso, foi possível localizar manualmente e com grande rapidez as regiões correspondentes às medidas de máxima e mínima atenuação (Figura 14). Esse processo consumiu aproximadamente 5 minutos para cada cálculo. A utilização de uma região de interesse circular de  $5,4 \text{ mm}^2$  associada ao corte fino de 1 mm resultou numa amostra de formato cilíndrico com  $5,4 \text{ mm}^3$  (Figura 22). Esse volume foi necessário para fornecer a quantidade mínima de material necessária à determinação da composição química da amostra através de difração de raios-X e definiu em consequência o próprio tamanho da região de interesse ( $5,4 \text{ mm}^2$ ). A pequena altura desse cilindro (1 mm) proporcionalmente à sua grande base (representada pela região de interesse de  $5,4 \text{ mm}^2$ ) permitiu expor na superfície de corte polida o máximo da morfologia correspondente a essa pequena porção do cálculo ( $5,4 \text{ mm}^3$ ). Esse aspecto favoreceu a caracterização das áreas de interesse por meio de técnicas como a microscopia (ótica e de varredura eletrônica) e a microdureza. O uso de carbetto de boro como abrasivo durante o processo de corte por ultra-som não interferiu na identificação da composição química das amostras por difração de raios-X. O formato circular da área de interesse foi adotado também por facilitar a extração de amostras tanto por furadeira de baixa rotação como por broca ultra-sônica, técnica utilizada neste estudo (Figura 21). O formato circular também facilitou o processo de corte do papel do gabarito (por rotação com cortador de papel padronizado de  $5,4 \text{ mm}^2$ ) expondo perfeitamente as áreas correspondentes às medidas de máxima e mínima atenuação (Figura 17 e 21). Não se tem conhecimento até o presente de outro método que permita um estudo de caracterização do cálculo urinário nos moldes do presente trabalho, e que possibilite os níveis de precisão aqui alcançados.

#### **5.4 - A IMPORTÂNCIA DA LOCALIZAÇÃO PRECISA NO CÁLCULO DA REGIÃO CORRESPONDENTE À MEDIDA DE ATENUAÇÃO**

Pelo fato de se analisar pequenas regiões do cálculo (apenas  $5,4 \text{ mm}^2$ ), é essencial uma grande precisão para estabelecer uma boa correlação entre a medida de atenuação e a exata localização da região correspondente a essa medida na amostra do



cálculo. Essa necessidade é comprovada pelos resultados apresentados nas Tabs. 4 e 5. Quando se fixa a posição de uma área de interesse (Figura 13) sobre uma região de máxima atenuação (no corte 1) e se muda de corte (passando-se para o corte 2) pode-se observar grandes variações de medida de atenuação e de desvios-padrão determinados por uma mudança de posição dentro do cálculo de apenas 1 mm. Por exemplo, para o cálculo de nº 3 na Tab. 4, a redução na medida de atenuação entre os cortes 1 e 2 é de 45,1% (de 921,4 Ho para 505,8 Ho). Nesse mesmo caso verificou-se uma redução do desvio-padrão de 33,0 para 15,1 Ho. O mesmo fenômeno ocorre ainda com maior intensidade se se considerar as regiões de mínima atenuação (Tabela 5). Por exemplo, para o cálculo nº 6, o aumento na medida de atenuação entre os cortes 1 e 2 é de 108,2% (de 273 Ho para 568,5 Ho), com uma redução no desvio-padrão de 38,6 para 26,7 Ho. Portanto, se o desejo é estabelecer uma correlação confiável entre uma medida de atenuação e uma determinada composição cristalina, deve-se utilizar as regiões de maior atenuação (mais densas) e localizar com o máximo de precisão na amostra do cálculo a posição correspondente a cada medida de atenuação. Infelizmente, os trabalhos anteriores relatando o emprego da TC para a determinação da composição química dos cálculos urinários não consideraram esse aspecto.

## **5.5 - O EFEITO DO CRITÉRIO DE ADOÇÃO DAS REGIÕES DE INTERESSE SOBRE AS MEDIDAS DE ATENUAÇÃO**

O critério de seleção da região do cálculo a ser empregada para a realização da medida de atenuação exerce influência importantíssima sobre o valor e a amplitude dos resultados obtidos. A diferença entre proceder à medida de atenuação em uma grande porção do cálculo (através do contorno) ou realizar essa medida de atenuação em uma pequena região do mesmo cálculo (região de máxima ou mínima atenuação com 5,4 mm<sup>2</sup>) é ilustrada na Fig. 25. Os cálculos números 3 e 5 (com sua região de máxima atenuação de composição mista) foram excluídos dessa análise para simplificar o raciocínio. Portanto, foram considerados somente os cálculos números 1, 2, 4, 6, 7, 8 e 9. Nessas condições, verificou-se que a realização de medidas pela região de máxima atenuação (sem incluir os desvios-padrão) definiu um intervalo de resultados mais estreito e deslocado para a direita, de 610,6 Ho a 693,7 Ho (mais específico, devido a menor inclusão de poros

nessas medidas). A medida pelo contorno (onde é grande a inclusão de poros) apresentou um intervalo de medidas mais deslocado para a esquerda, de 494,2 a 568,5 Ho. Quando se utilizou as regiões de mínima atenuação (máxima inclusão de poros) o intervalo de resultados das medidas de atenuação se mostrou mais amplo, de 273,0 a 563,8 Ho e desviado para a esquerda. Um padrão semelhante de relação entre essas três formas de realizar medidas de atenuação se manteve mesmo quando se acrescentou a esses intervalos os valores correspondentes aos respectivos desvios-padrão (Figura 26). Porém, como os desvios-padrão associados às medidas de atenuação feitas pelo contorno são muito elevados, a sua inclusão causou um grande alargamento nesse intervalo de medidas. Em contraste, o intervalo correspondente às medidas de máxima atenuação (e mesmo com a inclusão dos desvios-padrão), passou a ser o mais estreito (mais específico) e o mais deslocado à direita. Quando comparados os resultados (amostras de ácido úrico) deste trabalho com os resultados para cálculos de ácido úrico de trabalhos anteriormente publicados (que empregaram medidas de atenuação pelo contorno) verificou-se que mesmo o intervalo pelo contorno é um pouco mais deslocado à direita (Figura 27). Isso se explica em parte pelo fato de se ter utilizado uma espessura de corte menor (1 mm) em comparação com as utilizadas por esses autores (variando entre 2 e 5 mm) (Tabela 1). A exceção a esse raciocínio seria o intervalo obtido por MOSTAFAVI et al. (1998) igualmente deslocado à esquerda apesar do emprego de espessura de corte de 1 mm. De acordo com sua descrição de método, as medidas utilizadas seriam uma média aritmética das três maiores medidas de atenuação registradas em 3 “pixel” distintos. Provavelmente, a seleção desses “pixel”, feita de forma aleatória em decorrência do emprego de uma janela de partes moles, não permitiu de fato identificar as regiões correspondentes às maiores medidas de atenuação dentro do cálculo. Esses resultados sugerem que a utilização de medidas de máxima atenuação obtidas a partir de uma pequena região de interesse (5,4 mm<sup>3</sup> selecionadas através de janela para osso) permitem estabelecer um intervalo mais estreito e deslocado para a direita (mais específico porque realizado em regiões mais densas contendo menos poros).

Nas duas últimas décadas, a maior restrição à utilização de medidas de atenuação para a determinação da composição dos cálculos tem sido a sobreposição de resultados, ou seja, a sobreposição entre intervalos (largos) de medidas de atenuação (feitos

pelo contorno) correspondentes a diferentes tipos de cálculo. A aplicação deste atual método, estabelecendo intervalos de medidas mais estreitos (específicos), eventualmente poderá resolver o problema da sobreposição desses intervalos.

## **5.6 - CARACTERIZAÇÃO DAS REGIÕES DE MÁXIMA E MÍNIMA ATENUAÇÃO**

A análise microscópica da superfície de corte polida dos cálculos em banco metalográfico evidenciou objetivamente que as regiões de máxima atenuação são de fato caracterizadas por uma baixa porosidade, ao contrário das regiões de mínima atenuação caracterizadas por uma grande porosidade (Figura 18). Essa porosidade foi quantificada por meio de técnica de estereologia (Figura 19). Assim, determinou-se a fração de volume dos poros para cada uma das 18 regiões correspondentes às medidas de máxima e mínima atenuação, com exatidão superior a 90%. Constatou-se que toda a redução nas medidas entre a região de máxima e de mínima atenuação foi invariavelmente acompanhada por um aumento na fração de volume dos poros (Tabela 10). Porém, não se verificou uma correlação estatisticamente significativa entre esse par de variáveis ( $p=0,114$ ). De maneira análoga, essa mesma redução de medida da região de máxima para a de mínima atenuação foi também acompanhada por uma diminuição na densidade (Tabela 11). Esse padrão foi verificado em todos os nove cálculos analisados (18 amostras). Nesse caso, notou-se uma correlação estatisticamente significativa ( $p=0,016$ ). A porosidade afetou claramente a medida de atenuação e a medida de densidade. Como a atenuação do ar contido nos poros é de  $-1000 H_0$ , esse valor negativo de atenuação se compõe, na forma de média ponderada, com o valor positivo gerado pelo cristal de ácido úrico dentro da região de interesse causando ao mesmo tempo uma redução no valor da medida de atenuação e um aumento no valor do desvio-padrão.

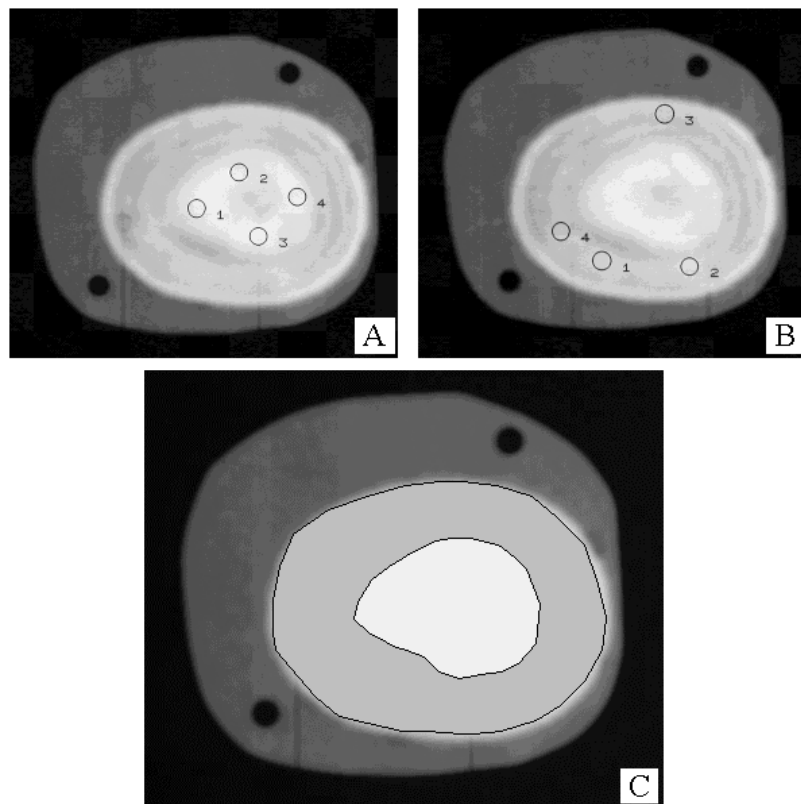
Ao contrário da fração de volume de poros e da densidade (parâmetros vinculados ao volume de  $5,4 \text{ mm}^3$  da região de interesse), os resultados de microdureza não esboçaram um padrão de variação atrelado às variações registradas nas medidas de atenuação (Tabela 12). Os testes de dureza por microindentação (microdureza)

medem a capacidade de um material em resistir a pequenos carregamentos penetrantes. Uma explicação para a falta de relação entre a medida de atenuação e a microdureza seria a escala microscópica desse teste que avalia somente a dureza do material disposto imediatamente abaixo da superfície de corte polida, ou seja, 2 a 4 micrômetro ( $\mu\text{m}$ ) enquanto que a medida de atenuação se refere à toda a região de interesse (1 mm ou 1000  $\mu\text{m}$  abaixo da superfície de corte polida). A área de uma única microindentação correspondeu aproximadamente a  $120 \mu\text{m}^2$ , o equivalente a apenas 0,0021% do total da região de  $5,4 \text{ mm}^2$ . Como estatisticamente não houve correlação entre as variações de medidas de microdureza e as variações de medidas de atenuação ( $p=0,199$ ), poder-se-ia imaginar que o ideal seria testar a resistência de toda a região de  $5,4 \text{ mm}^2$  contra um único carregamento penetrante. Com o auxílio do presente método, seria possível estudar a relação entre a medida de atenuação e a resistência de toda a região correspondente a essa medida pelo teste de dureza Brinell (Figuras 23-4). Esse teste quantitativo consiste na aplicação de uma carga definida em quilograma-força (Kgf) através de uma ponta em formato de esfera com diâmetro de 5 mm. Essa ponta produz convenientemente uma indentação de contorno circular (semelhante à da região de interesse de formato circular empregada pelo método aqui utilizado). Realizou-se um teste demonstrando que através da aplicação de uma carga de 60 Kgf à superfície de corte polida de um cálculo (exclusivamente composto de ácido úrico) foi produzida uma indentação com diâmetro menor (maior resistência) na região de maior atenuação e menor porosidade e outra indentação com diâmetro maior (menor resistência) na região de menor atenuação e maior porosidade (Figura 24). Esse tipo de correlação previamente estabelecida *in vitro* seria particularmente útil substituindo a informação sobre a composição do cálculo nos casos em que essa última não pudesse ser determinada de maneira confiável (eventualmente em regiões densas de composição mista). Uma estimativa da resistência ou fragilidade seria valiosa uma vez que a maioria das tecnologias empregadas para o tratamento do cálculo se baseiam na sua fragmentação. O teste de dureza Brinell constitui um método de análise destrutiva (esmagamento e compactação). A sua aplicação exclui a possibilidade de avaliação da densidade nas regiões correspondentes às medidas de atenuação. Como a opção original foi pelo estudo da densidade, não se aplicou o teste de

duresa Brinell no presente estudo.

## **5.7 - A IMPORTÂNCIA DA UTILIZAÇÃO CONJUNTA DA MEDIDA DE ATENUAÇÃO E SEU RESPECTIVO DESVIO-PADRÃO**

A medida de atenuação deve ser realizada em pequenas regiões do cálculo. Seria possível imaginar que a utilização de um único “pixel” (medida de atenuação sem desvio- padrão) ou a utilização de uma pequena região de interesse composta por alguns poucos “pixel” (medida de atenuação com desvio-padrão) conduziriam a resultados semelhantes de determinação da composição de um cálculo. No entanto, essa suposição parece não se verificar na prática. DRETER e SPENCER (2001) sugeriram que quando em uso da análise do cálculo por pixelogramas o melhor seria utilizar as maiores medidas de atenuação encontradas com os cortes mais finos. Se fosse utilizado esse critério para análise dos cálculos números 3 e 5, seriam adotados respectivamente, as medidas de 966,0 Ho e 985,6 Ho como sendo as representativas da composição química desses dois cálculos (Tabela 9). Por essas medidas terem sido obtidas com “energia” de 120 kV, com cortes de 1 mm e numa região correspondente a um único “pixel”, o melhor seria referenciá-las aos resultados obtidos por MOSTAFAVI et al. (1998), que empregaram parâmetros semelhantes (Tabelas 1 e 2). Nessas condições, as duas medidas não poderiam ser enquadradas em nenhum de seus intervalos, localizando-se numa região intermediária entre os intervalos correspondentes a cálculos de oxalato de cálcio e cistina (Tabela 2). Em contraste, analisando-se os cálculos números 3 e 5 através de regiões de interesse de 5,4 mm<sup>2</sup> e considerando-se as medidas de atenuação e seus respectivos desvios-padrão, esses cálculos foram caracterizados de maneira muito diferente. Pela visibilização das diferentes regiões de atenuação (janela para osso) foi possível identificar em cada um desses cálculos duas regiões de maior atenuação (Figura 29).



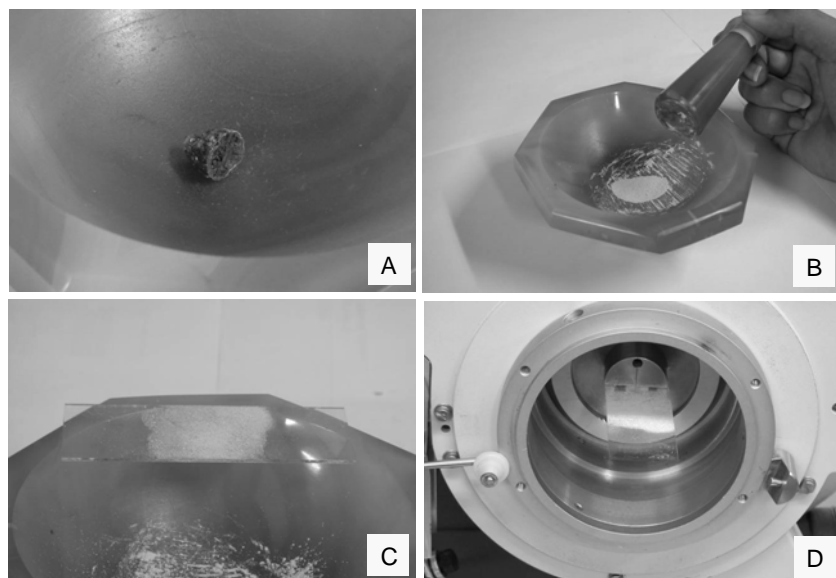
**Figura 29 - Estudo setorizado da composição do cálculo.** Cálculo número 3. A - Quatro medidas de atenuação e seus desvios padrão (entre parênteses) na região central: 921,4 Ho (33,0); 854,0 Ho (54,8); 812,0 Ho (48,6) e 819,2 Ho (32,5). B - Quatro medidas de atenuação e seus desvios padrão na região periférica: 627,8 Ho (16,4); 590,1 Ho (16,8); 547,1 Ho (16,2) e 569,0 Ho (16,1). C - Região central (cinza claro) correspondente a composição mista (oxalato de cálcio monohidratado e ácido úrico) e região periférica (cinza escuro) correspondente a composição pura de ácido úrico. Janela com largura de 1500 Ho e nível de 320 Ho.

Uma central, com medidas de atenuação da ordem de 800 a 900 Ho e desvios-padrão mais elevados (acima de 30) e outra região menos densa, disposta ao redor dessa região central e até a superfície do cálculo, com medidas de atenuação da ordem de

500 Ho a 600 Ho e desvios- padrão de valor menor (menores do que 20). Esses resultados permitiram supor que se tratava de um núcleo de composição mista circundado exclusivamente por ácido úrico (Figura 29). Essa suposição foi posteriormente confirmada pela análise de difração de raios-X demonstrando um núcleo misto composto por oxalato de cálcio monohidratado e ácido úrico circundado exclusivamente por ácido úrico. Portanto, os cálculos números 3 e 5, corretamente identificados pelo método como sendo predominantemente compostos por ácido úrico, seriam de outra forma erroneamente identificados como sendo de oxalato de cálcio ou cistina.

## **5.8 - O PROBLEMA DE DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO DE CÁLCULOS MISTOS PELA TC**

A viabilidade em se determinar a composição química dos cálculos por meio da TC costuma ser criticada com base na informação de que aproximadamente 90% dos cálculos são mistos (SPENCER et al., 2000). HERRING (1962) analisou 10.000 cálculos e encontrou 1.721 cálculos puros (17,2%), sendo 690 de oxalato de cálcio monohidratado, 547 de oxalato de cálcio diidratado, 350 de ácido úrico e 65 cálculos de cistina e 69 de outras composições. Com base nessa informação, foi estabelecida a idéia de que a maioria dos cálculos deveria produzir resultados intermediários de medida de atenuação, não permitindo a identificação de sua composição na maioria dos casos. No entanto, verificou-se que essa informação não leva em conta se esses diferentes componentes do cálculo encontravam-se separados (estratificados) ou misturados dentro de sua estrutura (HILLMAN et al., 1984; MITCHESON et al., 1983; MOSTAFAVI et al., 1998; NEWHOUSE et al., 1984). Além disso, no caso de estarem realmente misturados, não se sabe se a participação percentual de seus diferentes elementos pode sofrer variação conforme a região do cálculo analisada. Na realidade, a idéia de que os elementos de um cálculo encontram-se misturados (e não estratificados) decorre do método empregado para determinação dos seus constituintes. A determinação mais confiável da composição química de um cálculo costuma ser obtida pelo método de difração por raios-X pela “técnica do pó”.



**Figura 30 - Determinação da composição de um cálculo por difração de raios-X.**

A - detalhe da amostra de metade de um cálculo de aproximadamente 1,0 cm de diâmetro após o corte com serra diamantada. B- pulverização e homogeneização manual da amostra em cadinho. C- aplicação do pó sobre graxa de vácuo e lâmina de vidro. D- posicionamento da lâmina em difratometro de raios-X para determinação da composição cristalina do cálculo.

Esse método consiste em pulverizar uma parte ou todo o cálculo (técnica do pó). Depois de homogeneizada, uma pequena porção do material é submetida à análise de difração de raios-X definindo assim a composição percentual em massa de seus diferentes elementos (Figura 30).

Assim, se fossem encaminhados dois cálculos com a mesma porcentagem de elementos constituintes mas com um deles com seus elementos misturados e o outro com seus elementos estratificados, resultariam dois laudos iguais para cálculos com disposição diferente de seus elementos dentro de sua estrutura. Com base nas idéias vigentes seria possível deduzir que, por serem mistos, ambos não admitiriam ter a sua composição

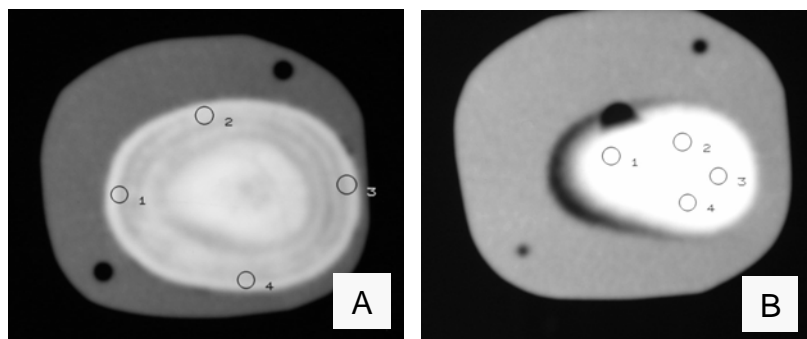


determinada por medidas de atenuação pela TC. Entretanto, no caso do cálculo em que os elementos cristalinos estão estratificados e pela aplicação do presente método, poder-se-ia identificar pela janela de osso pequenas regiões densas em cada um de seus diferentes estratos. As medidas de atenuação efetuadas separadamente em cada estrato permitiriam determinar a sua composição. Esse é justamente o caso dos cálculos números 3 e 5 da amostragem (Figura 29). Portanto, pode-se imaginar que este método será útil à determinação da composição de cálculos puros mas também será aplicável à determinação da composição química de uma parcela (ainda não definida) de “cálculos mistos”. De qualquer maneira, seria oportuno ressaltar que a simples possibilidade de se identificar pelo menos a composição dos cálculos puros (10% ou 17,2% conforme o autor) significaria, somente para os EUA no ano de 2003, a oportunidade de instruir de maneira mais completa a decisão de tratamento de um contingente de 50.000 ou 86.000 pacientes diagnosticados pela primeira vez com litíase urinária.

## **5.9 - APROVEITAMENTO DOS RESULTADOS OBTIDOS *IN VITRO* NA PRÁTICA CLÍNICA**

Outro objeto freqüente de crítica ao emprego da TC para a determinação da composição do cálculo diz respeito à sua aplicabilidade *in vivo*. Nem a tomografia em duas voltagens (proposta para a determinação da composição de cálculos puros pela TC) ou a reconstrução dos cortes a cada 1 mm seriam clinicamente aplicáveis (SPENCER et al., 2000). De fato, a tomografia em duas voltagens seria inviável em função da necessidade de localização *in vivo* de uma mesma região do cálculo em dois exames diferentes, além da exposição do paciente a altas doses de radiação. Cabe ressaltar, porém, que em relação à reconstrução dos cortes a cada 1 mm, que essa crítica só seria pertinente nos casos em que a tomografia fosse utilizada para a detecção do cálculo, além de ser utilizada para a determinação de sua composição. Uma tomografia de abdome para investigar uma dor abdominal normalmente emprega uma espessura de corte de 10 mm. Nessas condições, aproximadamente duas dezenas de imagens (cortes) são produzidas para compor um exame. De fato, se essa tomografia fosse realizada com espessura de corte de 1 mm seriam produzidas centenas de imagens, inviabilizando o processo. O presente método

se destina primariamente à determinação da composição ou fragilidade dos cálculos de maior tamanho. Essa informação é particularmente útil nos casos em que, por quaisquer motivos (falha de tratamento, tamanho ou localização do cálculo) seja cogitada a indicação de algum outro método de tratamento em substituição à LEOC. Assim, a detecção ou localização do cálculo poderia ser feita através de qualquer método de imagem (radiografia plana, urografia excretora, ultra-som, ou tomografia sem contraste realizada com os parâmetros de rotina). Num segundo exame, o procedimento seria a localização do cálculo pela TC (através do “scout”) e uma tomografia restrita somente ao cálculo, com cortes de 1 mm. O planejamento dos cortes incluiria a região central do cálculo produzindo uma ou duas dezenas de imagens. Em todos esses cortes e através da janela do tipo para osso seriam identificadas as regiões mais densas e realizadas as medidas de atenuação em pequenas porções. A área circular de  $5,4 \text{ mm}^2$  possui um diâmetro de aproximadamente 2,5 mm. Portanto, bastaria identificar em qualquer corte do cálculo uma região ou camada densa com essa espessura e realizar a medida de atenuação. Nos casos em que a espessura da região ou camada demonstrasse ser menor do que 2,5 mm, as medidas de atenuação seriam realizadas em um outro corte tangente a essa camada (Figura 31). Esses resultados seriam comparados aos intervalos de medidas correspondentes a cada tipo de cálculo (previamente estabelecidos *in vitro* com parâmetros iguais aos utilizados *in vivo*). Esse processo resultaria numa espécie de mapeamento da composição do cálculo. Nos casos em que não fosse possível uma identificação confiável da composição do cálculo, seria utilizada a relação entre as medidas de atenuação e a dureza Brinell (também previamente estabelecida *in vitro*). Esse outro processo resultaria num mapeamento da resistência do cálculo.



**Figura 31 - Estudo da composição de camada delgada do cálculo.** Cálculo número 3.

A - Quatro medidas de atenuação e seus desvios padrão (entre parênteses) na camada mais superficial: 483,0 Ho (74,0); 575,0 Ho (26,8); 521,7 Ho (62,5) e 527,0 Ho (36,4). O tamanho da região de interesse é maior do que a espessura da camada resultando em medidas que incluem também camadas subjacentes de menor atenuação (mais escuras). B - Corte tangenciando a camada mais externa com quatro medidas de atenuação e seus desvios padrão dentro da camada. Os valores de atenuação resultam maiores e com desvios padrão menores: 629,2,0 Ho (16,2); 664,1 Ho (12,1); 623,6 Ho (10,5) e 638,7 Ho (15,8), característicos de ácido úrico.

### **5.10 - PERSPECTIVAS FUTURAS PARA O TRATAMENTO DO CÁLCULO URINÁRIO: LITOTRIPSIA OU QUIMÓLISE?**

Finalmente, esse novo método serviria também à caracterização de cálculos urinários com vistas à produção de cálculos artificiais padronizados para aplicação em estudos experimentais reprodutíveis de litotripsia e quimólise. Dada a importância da litíase urinária e mesmo dispondo de várias tecnologias para o seu tratamento, persiste ainda atualmente uma demanda objetiva pelo aprimoramento de todos esses métodos de tratamento ou pela substituição destes por um novo método tecnologicamente inovador, ao mesmo tempo mais eficaz e econômico. Os avanços tecnológicos necessários à concretização desse objetivo passam obrigatoriamente pela realização de estudos experimentais reprodutíveis de litotripsia e de quimólise. O uso de cálculos urinários

naturais para a realização de estudos experimentais demonstrou ser inviável devido a sua grande variedade de formas, tamanhos, composição química e estrutura. Tentando contornar o problema da heterogeneidade dos cálculos naturais, alguns pesquisadores lançaram mão de cálculos artificiais produzidos com giz, gesso, cimento dentário e outros materiais. No entanto, nenhum desses foi capaz de reproduzir o comportamento de fragmentação ou dissolução do cálculo natural (LIATSIKOS et al., 2001; HEIMBACH et al., 1997a; HEIMBACH et al., 1997b; HEIMBACH et al., 2000; WHELAN et al., 1988). O presente método certamente trará uma contribuição importante à caracterização dos cálculos urinários naturais, auxiliando futuramente na produção de cálculos artificiais padronizados de melhor qualidade.



## ***6 - CONCLUSÃO***

Criou-se um método reprodutível *in vitro* capaz de estabelecer uma relação confiável entre as medidas de atenuação de raios-X e características do cálculo urinário, como sua composição, morfologia, microdureza e densidade.



## ***7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

AMERICAN FOUNDATION FOR UROLOGIC DISEASE. Apresenta textos sobre doenças urológicas. Disponível em: <<http://www.afud.org>>. Acesso em: 25/09/2003.

BAXTER, B. S.; SORENSON, J.A. Factors affecting the measurement of size and CT number in computed tomography. **Invest Radiol**, 16:337-41, 1981.

CHAUSSY, C.; SCHIMIDT, E.; JOCHAM, D.; BRENDDEL, W.; FORSSMAN, B.; WALTHER, V. First clinical experience with extracorporeally induced shockwaves. **J Urol**, 167(5): 1957-60, 2002.

DOBINS, J. M.; NOVELLINE, R. A.; RHEA, J. T. Helical computed tomography of urinary tract stones: Accuracy and diagnostic value of stone size and density measurements. **Emerg Radiol**, 4: 303-7, 1997.

DRETTLER, S. P.; WATSON, G.; PARRISH, J. A.; MURRAY, S. Pulsed dye laser fragmentation of ureteral calculi: initial clinical experience. **J Urol**, 137: 386-90, 1987.

DRETTLER, S. P. Stone fragility: a new therapeutic distinction. **J Urol**, 139:1124-7, 1988.

DRETTLER, S. P.; SPENCER, B. A. CT and stone fragility. **J Endourol**, 15(1):31-6, 2001.

FEDERLE, M. P.; McANINCH, J. W.; KAISER, J. A. Computed tomography of urinary calculi. **AJR Am J Roentgenol**, 136:255-8, 1981.

FIELDING, J. R.; STEELE, G.; FOX, L. A. Spiral computerized tomography in the evaluation of acute flank pain: A replacement for excretory urography. **J Urol**, 157:2071-73, 1997.

HEIMBACH, D.; JACOBS, D.; WINTER, P.; SUVERKRUP, R.; HESSE, A. Production of artificial urinary stones from natural materials and their physical properties. **Scand J Urol Nephrol**, 31:9-13, 1997a.

HEIMBACH, D.; JACOBS, D.; WINTER, P.; HESSE, A. Dissolution of artificial (natural) stones in a standard model: first results. **J Endourol**, 11(1):63-6, 1997b.

HEIMBACH, D.; MUNVER, R.; ZHONG, P.; JACOBS, J.; HESSE, A.; MULLER, S.C. et al. Acoustic and mechanical properties of artificial stones in comparison to natural kidney stones. **J Urol**, 164:537-44, 2000.



HERRING, L. C. Observations on the analysis of ten thousand urinary calculi. **J Urol**, 88(4):545-62, 1962.

HILLMAN, B. J.; DRACH, G. W.; TRACEY, P. Computed tomographic analysis of renal calculi. **AJR Am J Roentgenol**, 142:549-52, 1984.

HOPPER, K. D.; GOULDY, C. A.; KASALES, C. J.; TENHAVE, T. R.; FICHER, A. L. The effect of helical CT on X-ray attenuation. **J Comput Assist Tomogr**, 21(1):152-5, 1997.

KRAUTSCHICK, A. W. Metabolic evaluation and medical therapy for stone formation. **Curr Opin Urol**, 9(4):335-8, 1999.

LAM, H. S.; LINGEMAN, J. E.; RUSSO, R.; CHUA, G. J. Stone surface area determination techniques: a unifying concept of staghorn stone burden assessment. **J Urol**, 148:1026-9, 1982.

LEVI, C.; GRAY, J. E.; McCULLOUGH, E. C.; HATTERY, R. R. The unreliability of CT numbers as absolute values. **AJR**, 39:443-7, 1982.

LEVINE, T. A.; NEITLICH, J.; VERGA, M.; DALRYMPLE, N.; SMITH, R. C. Ureteral calculi in patients with flank pain: correlation of plain radiography with unenhanced helical CT. **Radiology**, 204:27-31, 1997.

LIATSIKOS, E. N.; CONER, Z. D.; FOGARTY, J. D.; KAPOOV, R.; BERNARDO, N. O.; SMITH, A. D. Efficiency and efficacy of different intracorporeal ultrasonic lithotripsy units on a synthetic stone model. **J Endourol**, 15 (9): 925-8, 2001.

MARBERGER, M. Ultrasonic lithotripsy of renal calculi: a three-year experience. **Br J Urol (suppl)**, 121: 41-6, 1983.

MILLER, O. F.; RINEER, S. K.; REICHARD, S. R. Prospective comparison of unenhanced spiral computed tomography and intravenous urogram in the evaluation of acute flank pain. **Urology**, 52:982-7, 1998.

MITCHESON, H. D.; ZAMENHOF, R. G.; MARK, S. B.; PRIEN, E. L. Determination of the chemical composition of urinary calculi by computerized tomography. **J Urol**, 130:814-9, 1983.

MOSTAFAVI, M. R.; ERNST, R. D.; SALTZMAN, B. Accurate determination of chemical composition of urinary calculi by spiral computerized tomography. **J Urol**, 159:673-5, 1998.

NEWHOUSE, J. H.; PRIEN, E. L.; AMIS, E. S. Computed tomographic analysis of urinary calculi. **AJR Am J Roentgenol**, 152:545-8, 1984.

OKUNO, E. Aplicações das radiações em biologia e medicina. In: OKUNO, E. ; CALDAS, I. L.; CHOW, C. **Física para ciências biológicas e biomédicas**. São Paulo: Editora HARBRA Ltda, 1986. p. 55-70.

OLCOTT, E. W.; SOMMER, F. G.; NAPELO, S. Accuracy of detection and measurement of renal calculi: in vitro comparison of three-dimensional spiral CT. Radiography and Nephrotomography. **Radiology**, 204:19-25, 1997.

OTNES, B.; SANDNES, H. Comparison of radiologic measurement and actual size of ureteral calculi. **Scand J Urol Nephrol**, 12:155-9, 1997.

RAMELLO, A.; VITALE, C.; MARANGELLA, M. Epidemiology of nephrolithiasis. **J Nephrol**, 13(3): 45-50, 2000.

RONEY, A. M. Eletrohydraulic ureterolithotripsy: preliminary report. **Urology**, 12: 284-8, 1978.

SEGAL, A. J.; SPATARO, R. F.; LINKE, C. A. Diagnosis of nonopaque calculi by computed tomography. **Radiology**, 129:477-80, 1978.

SERIO, A.; FRAIOLI, A. Epidemiology of nephrolithiasis. **Nephron**, 81(1):26-30, 1999.

SMITH, R. C.; RESENFELD, A. T.; CHOE, K. A.; ESSENMACHER, K. R.; VERGA, M.; GLICKMAN, M. G.; LANGE, R. C. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. **Radiology**, 194: 789-94, 1995.

SMITH, R. C.; VERGA, M.; McCARTHY, S.; ROSENFELD, A. T. Diagnosis of acute flank pain: value of unenhanced helical CT. **AJR Am J Roentgenol**, 166:97-101, 1996.

SOMMER, F. G.; JEFFREY, R. B.; RUBIN, G. D.; NAPEL, S.; RIMMER, S. A.; BENDFORD, J. et al. Detection of ureteral calculi in patients with suspected renal colic: value of reformatted noncontrast helical CT. **AJR Am J Roentgenol**, 165(3):509-13, 1995.

SPENCER, B. A.; WOOD, B. J.; DRETHER, S. P. Helical CT and ureteral colic. **Urologic Clinics of North America**, 2(2): 231-41, 2000.

TRINCHIERI, A.; COPPI, F.; MONTANARI, E.; DEL NERO, A.; ZANETTI, G.; PISANI, E. Increase in the prevalence of symptomatic upper urinary tract stones during the last ten years. **Eur Urol**, 37(1):23-5, 2000.

YOSHIDA, O.; TERAJ, A.; OHKAWA, T. et al. National trend of the incidence of urolithiasis in Japan from 1965 to 1995. **Kidney Int**, 56(5): 1899-904, 1999.

VIEWEG, J.; TEH, C.; FREED, K. Unenhanced helical computerized tomography for the evaluation of patients with acute flank pain. **J Urol**, 160:679-84, 1998.

VOORT, V. Quantitative microscopy. In: VOORT, V. **Metallography**-Principles and practice. São Paulo: Editora McGraw-Hill, 1984.p.425-35.

WHELAN, J. P.; FINLAYSON, B. An experimental model for the systematic investigation of stone fracture by extracorporeal shock wave lithotripsy. **J Urol**, 140:395-400, 1988.

WILLIAMS, J. C.; PATERSON, R. F.; KOPECKY, K. K.; LINGEMAN, J. E.; McATEER, J. A. High resolution detection of internal structure of renal calculi by helical computerized tomography. **J Urol**, 167:322-6, 2002.



## ***8 - APÊNDICES***

## APÊNDICE 1

Medidas de massa (g) dos 9 cálculos antes e depois do processo de secagem a frio em câmara a vácuo por 24 horas a uma pressão negativa de  $10^{-2}$  torr

Cálculo	1	2	3	4	5	6	7	8	9
SECAGEM									
ANTES	21,774	24,486	15,595	11,657	10,836	9,728	5,596	4,159	5,899
DEPOIS	21,337	24,485	15,111	11,651	10,826	9,317	5,592	4,159	5,899
VARIAÇÃO APÓS SECAGEM (%)	- 2,007	- 0,004	- 3,104	- 0,051	- 0,092	- 4,225	- 0,071	0,000	0,000

## APÊNDICE 2

Medidas de atenuação e respectivos desvios-padrão (entre parênteses) realizadas em regiões de interesse de 5,4 mm<sup>2</sup> selecionadas aleatoriamente na resina circundante de cada um dos 9 cálculos (corte 1)

Cálculo Medidas de atenuação									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	116,7 (3,2)	117,9 (5,4)	110,8 (2,6)	109,7 (3,2)	119,3 (3,4)	111,8 (4,5)	114,3 (2,1)	116,3 (2,7)	110,2 (3,0)
2	114,3 (3,8)	119,0 (6,4)	106,7 (4,4)	114,3 (3,2)	118,0 (4,2)	123,9 (3,8)	114,5 (2,6)	121,5 (10,9)	118,3 (3,4)
3	117,3 (10,6)	117,7 (8,9)	108,9 (4,8)	107,5 (4,6)	118,1 (3,5)	113,9 (4,5)	111,2 (3,6)	120,4 (2,5)	118,1 (4,2)
4	116,9 (25,5)	121,8 (18,0)	110,0 (3,5)	109,2 (4,9)	118,8 (3,4)	118,8 (4,5)	117,4 (3,4)	110,5 (14,3)	115,1 (3,7)

MÉDIA: 115,2 Ho      DESVIO-PADRÃO: 4,4

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 1

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	32	8	102	40
2	15 °	36	9	111	44
3	30 °	38	10	106	42
4	45 °	36	9	114	45
5	60 °	32	8	114	45
6	75 °	35	9	111	44
MÉDIA (%)		9		44	
DESVIO-PADRÃO (%)		0,8		2,1	
Variância (%)		8,6		9,5	
Limite Confiabilidade (%)		0,90		2,4	
Acurácia Relativa (%)		10,0		5,5	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 2

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	73	19	141	37
2	15 °	73	19	148	39
3	30 °	78	20	129	34
4	45 °	75	20	139	36
5	60 °	68	18	146	38
6	75 °	67	17	141	37
MÉDIA (%)		19		37	
DESVIO-PADRÃO (%)		1,2		1,7	
Variância (%)		6,3		4,6	
Limite Confiabilidade (%)		1,4		2,0	
Acurácia Relativa (%)		7,3		5,3	



FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 3

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	74	19	148	39
2	15 °	68	18	150	39
3	30 °	67	17	154	40
4	45 °	72	19	146	38
5	60 °	70	18	150	39
6	75 °	72	19	150	39
MÉDIA (%)		18		39	
DESVIO-PADRÃO (%)		0,6		0,6	
Variância (%)		3,3		1,6	
Limite Confiabilidade (%)		0,7		0,7	
Acurácia Relativa (%)		3,8		1,8	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 4

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	65	17	160	42
2	15 °	63	16	166	43
3	30 °	68	18	155	40
4	45 °	58	15	158	41
5	60 °	67	17	166	43
6	75 °	70	18	168	44
MÉDIA (%)		17		42	
DESVIO-PADRÃO (%)		1,2		1,5	
Variância (%)		7,0		2,6	
Limite Confiabilidade (%)		1,4		1,7	
Acurácia Relativa (%)		8,1		4,0	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 5

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	99	26	144	38
2	15 °	84	22	148	39
3	30 °	97	25	152	40
4	45 °	100	26	155	40
5	60 °	89	23	158	41
6	75 °	96	25	156	41
MÉDIA (%)		25		40	
DESVIO-PADRÃO (%)		1,7		1,2	
Variância (%)		6,8		3,0	
Limite Confiabilidade (%)		2,0		1,4	
Acurácia Relativa (%)		8,0		3,4	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 6

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	125	33	190	50
2	15 °	123	32	193	50
3	30 °	120	31	191	50
4	45 °	126	33	189	49
5	60 °	114	30	198	52
6	75 °	127	33	188	49
MÉDIA (%)		32		50	
DESVIO-PADRÃO (%)		1,3		1,1	
Variância (%)		4,0		2,2	
Limite Confiabilidade (%)		1,5		1,3	
Acurácia Relativa (%)		4,7		2,5	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 7

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	18	5	22	6
2	15 °	24	6	20	5
3	30 °	20	5	22	6
4	45 °	18	5	23	6
5	60 °	18	5	24	6
6	75 °	19	5	22	6
MÉDIA (%)		5		6	
DESVIO-PADRÃO (%)		0,4		0,4	
Variância (%)		1,1		0,1	
Limite Confiabilidade (%)		0,5		0,5	
Acurácia Relativa (%)		9,2		7,7	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 8

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	65	17	126	33
2	15 °	58	15	125	33
3	30 °	63	16	128	33
4	45 °	63	16	127	33
5	60 °	65	17	124	32
6	75 °	60	16	128	33
MÉDIA (%)		16		33	
DESVIO-PADRÃO (%)		0,8		0,4	
Variância (%)		4,8		1,4	
Limite Confiabilidade (%)		0,9		1,5	
Acurácia Relativa (%)		5,7		4,5	

FRAÇÃO DE VOLUME – POROS  
CAMPO de 5,4 mm<sup>2</sup> e GRADE de 383 pontos

CÁLCULO 9

MEDIDA	ROTAÇÃO DA GRADE	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO		REGIÃO DE MÍNIMA	
		Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )	Nº de Pontos por Campo (5,4 mm <sup>2</sup> )	Porcentagem De Pontos por Campo ( % )
1	0 °	64	16	89	23
2	15 °	68	17	92	24
3	30 °	66	17	91	24
4	45 °	64	16	93	24
5	60 °	67	17	101	26
6	75 °	66	17	85	22
MÉDIA (%)		17		24	
DESVIO-PADRÃO (%)		0,6		1,3	
Variância (%)		3,7		5,6	
Limite Confiabilidade (%)		0,7		1,5	
Acurácia Relativa (%)		4,1		6,2	

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

**CÁLCULO 1**

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kg $\text{f}/\text{cm}^2$ )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kg $\text{f}/\text{cm}^2$ )
1	19,8	18,2	51,3	17,6	17,7	59,5
2	18,7	18,7	56,2	18,9	18,1	54,1
3	17,9	17,0	60,8	16,9	17,5	62,3
4	16,5	16,5	69,7	17,3	16,8	63,7
5	18,7	18,7	56,2	17,4	17,4	67,2
6	18,2	18,2	54,7	17,0	17,4	61,6
7	17,9	17,5	59,1	13,7	13,7	53,0
8	17,5	17,9	59,1	17,5	19,3	54,7
9	18,5	17,4	57,5	16,4	17,2	65,7
10	17,0	17,9	60,8	18,9	18,9	51,9
	MÉDIA: 58,5 Kg $\text{f}/\text{cm}^2$			MÉDIA: 59,4 Kg $\text{f}/\text{cm}^2$		
	DESVIO-PADRÃO: 4,9			DESVIO-PADRÃO: 5,6		



MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

### CÁLCULO 2

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )
1	19,7	18,0	52,1	16,8	17,3	63,7
2	19,6	19,6	48,2	18,2	19,1	53,3
3	20,0	20,1	46,1	16,5	16,5	55,9
4	21,3	21,5	40,4	17,7	17,7	57,5
5	19,0	19,2	50,8	17,2	17,2	67,7
6	29,3	29,4	21,5	18,6	18,3	54,4
7	27,6	26,8	25,0	17,6	18,1	58,2
8	25,4	25,4	27,9	18,2	18,1	56,2
9	23,9	23,9	29,4	17,0	17,6	61,9
10	27,6	27,1	24,7	18,0	18,4	55,9
	MÉDIA: 36,6 Kgf/cm <sup>2</sup>			MÉDIA: 58,5 Kgf/cm <sup>2</sup>		
	DESVIO-PADRÃO: 12,1			DESVIO-PADRÃO: 4,6		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

### CÁLCULO 3

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )
1	19,2	16,6	57,8	17,5	18,0	58,8
2	21,9	21,9	40,1	19,0	16,1	60,2
3	22,4	23,5	35,2	16,1	16,1	67,2
4	20,9	20,1	44,1	16,7	17,1	64,9
5	21,3	21,3	46,8	16,5	16,5	71,0
6	18,5	18,1	55,3	17,6	17,6	59,1
7	18,7	20,7	47,7	18,1	17,5	58,5
8	16,4	17,2	65,7	18,1	17,6	58,2
9	16,9	16,9	67,7	16,2	16,2	76,6
10	23,6	23,6	34,7	15,9	15,9	73,3
	MÉDIA: 49,5 Kgf/cm <sup>2</sup>			MÉDIA: 64,8 Kgf/cm <sup>2</sup>		
	DESVIO-PADRÃO: 11,8			DESVIO-PADRÃO: 6,9		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

#### CÁLCULO 4

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV ( $\text{Kgf/cm}^2$ )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV ( $\text{Kgf/cm}^2$ )
1	21,9	21,9	36,4	18,7	19,3	51,3
2	23,1	24,1	23,2	20,7	20,2	44,3
3	19,8	21,8	42,8	21,6	21,6	37,2
4	20,1	20,8	44,3	19,7	19,7	49,7
5	23,0	23,0	47,0	18,3	18,7	54,1
6	18,9	17,8	55,0	19,8	18,2	51,3
7	16,1	16,3	70,6	22,9	22,0	36,7
8	18,4	18,7	53,8	20,8	19,8	44,9
9	15,9	14,6	79,7	19,8	20,1	46,5
10	16,1	15,1	76,1	19,5	20,9	45,4
	MÉDIA: 46,8 $\text{Kgf/cm}^2$			MÉDIA: 46,1 $\text{Kgf/cm}^2$		
	DESVIO-PADRÃO: 22,7			DESVIO-PADRÃO: 5,8		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

### CÁLCULO 5

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )
1	18,4	14,8	59,8	45,7	45,7	8,8
2	18,3	16,6	60,8	16,8	16,8	58,2
3	17,9	18,1	57,2	16,6	16,6	69,7
4	18,4	18,9	53,3	19,3	20,0	48,0
5	18,0	16,8	61,2	17,5	17,5	57,5
6	17,7	17,6	59,5	21,0	22,5	39,1
7	21,3	22,7	38,3	19,4	19,6	48,7
8	19,8	18,3	51,0	17,6	18,5	56,9
9	21,7	21,7	37,9	18,9	19,0	51,6
10	19,5	19,8	48,2	19,7	18,7	50,3
	MÉDIA: 52,7 Kgf/cm <sup>2</sup>			MÉDIA: 48,9 Kgf/cm <sup>2</sup>		
	DESVIO-PADRÃO: 8,8			DESVIO-PADRÃO: 16,2		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

### CÁLCULO 6

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )
1	27,2	27,2	25,3	15,3	16,5	73,3
2	34,0	34,0	16,7	21,5	20,9	41,2
3	33,4	33,4	16,7	21,1	22,2	39,5
4	29,5	29,7	21,1	29,0	29,0	45,4
5	19,7	19,2	49,0	18,2	17,4	58,5
6	17,2	17,2	66,4	14,7	16,3	77,1
7	10,7	9,5	181,7	18,5	19,4	51,6
8	21,8	21,8	40,3	19,7	19,6	48,0
9	16,4	16,4	66,8	18,8	19,4	58,0
10	16,4	17,9	56,2	17,4	18,1	58,8
	MÉDIA: 54,0 Kgf/cm <sup>2</sup>			MÉDIA: 55,1 Kgf/cm <sup>2</sup>		
	DESVIO-PADRÃO: 48,9			DESVIO-PADRÃO: 12,7		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

### CÁLCULO 7

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV ( $\text{Kgf/cm}^2$ )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV ( $\text{Kgf/cm}^2$ )
1	15,8	15,8	68,5	17,1	17,2	63,7
2	16,6	17,3	64,5	16,6	17,1	65,3
3	16,4	16,0	70,6	16,7	17,6	63,0
4	16,0	16,0	73,8	17,2	16,8	64,1
5	15,0	16,0	77,1	16,6	16,6	65,3
6	16,7	16,7	67,2	16,4	16,6	68,1
7	17,7	16,1	64,9	14,7	15,5	81,3
8	16,9	15,8	69,3	15,5	15,3	78,1
9	17,6	17,1	61,6	14,1	15,3	85,8
10	16,3	15,7	72,4	15,1	15,7	78,1
	MÉDIA: 69,0 $\text{Kgf/cm}^2$			MÉDIA: 71,3 $\text{Kgf/cm}^2$		
	DESVIO-PADRÃO: 4,7			DESVIO-PADRÃO: 8,6		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

CÁLCULO 8

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV ( $\text{Kgf/cm}^2$ )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV ( $\text{Kgf/cm}^2$ )
1	20,5	20,5	44,1	16,4	16,4	69,3
2	19,5	20,5	46,3	16,1	16,9	68,1
3	22,1	22,1	41,6	17,8	17,8	58,2
4	17,2	18,3	58,8	17,0	17,0	63,0
5	18,9	19,0	51,6	15,6	15,6	74,2
6	17,9	18,0	57,5	16,9	16,0	68,5
7	19,6	19,6	47,0	15,5	15,5	74,2
8	19,4	20,1	47,5	17,8	16,9	61,6
9	19,0	19,0	53,3	16,6	16,6	67,2
10	19,7	19,2	49,0	16,7	16,7	64,9
	MÉDIA: 49,7 $\text{Kgf/cm}^2$			MÉDIA: 66,9 $\text{Kgf/cm}^2$		
	DESVIO-PADRÃO: 5,6			DESVIO-PADRÃO: 5,2		

MICRODUREZA VICKERS -. Carga de 10 g. Tempo de aplicação de carga de 15 s.

CÁLCULO 9

MEDIDA	REGIÃO DE MÁXIMA ATENUAÇÃO			REGIÃO DE MÍNIMA ATENUAÇÃO		
	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )	D 1 ( $\mu\text{m}$ )	D 2 ( $\mu\text{m}$ )	HV (Kgf/cm <sup>2</sup> )
1	15,9	16,0	72,8	16,9	16,9	65,3
2	16,7	17,0	65,3	17,8	17,8	55,6
3	15,7	15,3	77,1	16,6	16,6	67,2
4	16,1	18,2	63,0	28,7	28,7	21,8
5	16,7	16,6	66,8	29,4	29,4	22,0
6	18,0	17,9	57,5	21,6	20,4	42,0
7	17,1	17,1	66,0	17,6	17,4	60,5
8	18,2	18,9	53,8	17,9	17,9	55,9
9	18,2	17,4	58,5	31,9	28,5	20,3
10	16,6	16,6	68,1	17,8	17,8	60,5
	MÉDIA: 64,9 Kgf/cm <sup>2</sup>			MÉDIA: 47,1 Kgf/cm <sup>2</sup>		
	DESVIO-PADRÃO: 7,1			DESVIO-PADRÃO: 19,0		



**DADOS LABORATORIAIS DO PACIENTE (PRÉ-OPERATÓRIO)**

Ultrassom de próstata: 76,3 g  
Ultrassom de vias urinárias (16/01/2002):  
Rim D: 12,1 x 4,9 x 4,7 cm com cálculo de 0,6 cm em grupamento calicial médio.  
Rim Esquerdo: 11,2 x 5,3 x 4,0 cm e cálculo de 0,6 cm no grupamento calicial inferior.  
Bexiga tópica, contornos regulares e precisos, parede finas e simétricas, conteúdo líquido anecóide sem imagens sugestivas de vegetações. Cálculos de 2,4; 2,0; 1,9 e 1,5 cm na bexiga.  
Conclusão: Litíase renal bilateral e Litíase vesical.  
Sódio: 139 mEq/l (valores de referência: 135 a 145 mEq/l)  
Potássio: 5,0 mEq/l (valores de referência: 3,5 a 5,5 mEq/l)  
Protrombina:  
Tempo: 12,2 segundos  
Atividade: 96% (valor de referência: de 70 a 100%)  
INR: 1,00  
Tempo de tromboplastina parcial: 30 segundos (valores de referência: 28 a 42 segundos)  
Uréia sérica: 28,0 mg/dl (valores de referência: 15,0 a 40,0 mg/dl)  
Uréia urinária: 9 g/24 horas (valores de referência: 26 a 43 g/ 24 horas)  
Ácido úrico sérico: 2,5 mg/dl (valores de referência: 2,5 a 7,0 mg/dl)  
Ácido úrico urinário: 320 mg/ 24 horas (valores de referência: 250 a 750 mg/ 24 horas)  
Cálcio urinário: 79 mg/dl (valores de referência: 60 a 180 mg/dl)  
Cálcio sérico: 9,0 mg/dl (valores de referência: 8,5 a 10,3 mg/dl)  
Creatinina: 0,7 mg/dl (valores de referência: 0,4 a 1,3 mg/dl)  
Clearance de creatinina: 167 ml/min (valor de referência: 97 a 137 ml/min)  
Glicose: 69 mg/dl (valores de referência: 70 a 110 mg/dl)  
Fósforo urinário: 410 mg/24 horas (valores de referência: 340 a 1000 mg/ 24 horas)  
Fósforo: 3,7 mg% (valores de referência: 3 a 4,5 mg%).  
Creatinina urinária: 20 mg/Kg de peso/ 24 horas (valores de referência: 1 a 1,6 g/24 horas)  
Hemograma  
Hemoglobina: 10,9 g/dl (valores de referência: 12,2 a 18,1 g/ dl)  
Plaquetas: 268 K/ uL (valores de referência: 142 a 424 K/ uL)  
Leucócitos: 6,1 K/ uL (valores de referência: 4,0 a 10,0 K/uL)  
Urocultura: Negativo (referência: negativo)  
Urina I  
Cor: Amarelo Ouro  
Aspecto: Levemente Turvo  
Volume: 30 ml  
Densidade 1025 (valores de referência: 1001 a 1035)  
pH: 5,0 (valores de referência: 4,8 a 7,5)  
Proteínas: Ausente (referência: Ausente)  
Glicose: Ausente (referência: Ausente)  
Corpos cetônicos: Ausente (referência: Ausente)  
Hemoglobina Livre: + + (referência: Ausente)  
Pigmentos Biliares: Ausente (referência: Ausente)  
Teste do Nitrito: Positivo (referência: Negativo)  
Urobilinogenio: Ausente (referência: Ausente)  
Sangue Oculto: + (referência: Ausente)  
EXAME DE SEDIMENTO  
Celulas Epiteliais: Moderadas  
Eritrocitos: 88000/ ml (referência: até 5000/ ml)  
Leucocitos: 219000/ ml (referência: até 10000/ml)  
Cilindros: Ausentes (referência: Ausentes)  
Cristais: Ácido úrico + + (referência: Ausentes)  
Bactérias: + + + (referência: Ausentes)  
Filamentos Mucosos: Ausentes (referência: Ausentes)